



TUGAS AKHIR - TE 141599

**DETEKSI KELELAHAN OTOT MENGGUNAKAN  
SINYAL EMG DAN DETEKTOR GAYA PADA GERAK DASAR  
EKSTENSI DAN FLEKSI *KNEE-JOINT* UNTUK EVALUASI  
PENGUNAAN *FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION*  
PADA SISTEM REHABILITASI  
*LOWER LIMB***

Dhityo Yuliansyah  
NRP 2212100168

Dosen Pembimbing  
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya 2017





FINAL PROJECT - TE 141599

**MUSCLE FATIGUE DETECTION USING EMG SIGNAL AND  
FORCE DETECTOR ON THE BASIC MOVEMENT OF  
EXTENSION AND FLEXION KNEE-JOINT FOR EVALUATING  
USE OF FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION ON THE  
LOWER LIMB REHABILITATION SYSTEM**

Dhityo Yuliansyah  
NRP 2212100168

Supervisor  
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT  
Faculty of Industrial Technology  
Sepuluh Nopember Institute of Technology  
Surabaya 2017





## PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul “Deteksi Kelelahan Otot Menggunakan Sinyal EMG dan Detektor Gaya pada Gerak Dasar Ekstensi dan Fleksi *Knee-Joint* untuk Evaluasi Penggunaan *Functional Electrical Stimulation* pada Sistem Rehabilitasi *Lower Limb*” adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Januari 2017

Dhityo Yuliansyah  
2212100168



**DETEKSI KELELAHAN OTOT MENGGUNAKAN  
SINYAL EMG DAN DETEKTOR GAYA PADA GERAK  
DASAR EKSTENSI DAN FLEKSI KNEE-JOINT  
UNTUK EVALUASI PENGGUNAAN *FUNCTIONAL  
ELECTRICAL STIMULATION* PADA SISTEM  
REHABILITASI LOWER LIMB**

**TUGAS AKHIR**

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik**

**Pada  
Bidang Studi Elektronika  
Jurusan Teknik Elektro  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**Menyetujui**

**Dosen Pembimbing,**

**Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.**  
**NIP. 197163141997021001**



*-halaman ini sengaja dikosongkan-*

DETEKSI KELELAHAN OTOT MENGGUNAKAN SINYAL EMG  
DAN DETEKTOR GAYA PADA GERAK EKSTENSI DAN FLEKSI  
*KNEE-JOINT* UNTUK EVALUASI PENGGUNAAN *FUNCTIONAL  
ELECTRICAL STIMULATION* PADA SISTEM REHABILITASI  
*LOWER LIMB*

Nama : Dhityo Yuliansyah  
Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Otot digerakan oleh serat otot yang berkontraksi dengan menerima perintah dari otak. Tetapi, energi untuk menggerakan otot terbatas. Jika otot mengalami kekurangan energi, tidak peduli bagaimana serat otot mengirim perintah dari otak, otot pun tidak akan bergerak. Seperti disfungsi sementara pada otot merupakan keadaan kelelahan pada otot. Jika otot mengalami kelelahan, maka akan mengakibatkan penurunan efisiensi kerja. Pada sistem rehabilitasi menggunakan *Functional Electrical Stimulation* otot yang diberi stimulasi listrik secara terus – menerus akan mengalami kelelahan, sehingga hasil dari sistem rehabilitasi yang didapatkan akan terjadi kesalahan. Pada tugas akhir ini akan mencari tahu sinyal *electrically myoelectric evoked* yang mengalami kelelahan saat di stimulus secara terus – menerus pada gerakan *knee-joint*, maka dari itu dirancang sebuah instrumentasi EMG untuk mendapatkan sinyal *myoelectric* dengan penguatan yang diatur, filter *highpass* +40 dB/dec 20 Hz, filter *bandstop* +40 dB/dec 50 Hz, filter *lowpass* -40dB/dec 500 Hz. Otot tersebut distimulasi selama kurang lebih 30 menit, kemudian hasil sinyal dibandingkan antara sinyal pada awal stimulasi dengan sinyal saat akhir stimulasi. Hasil yang didapatkan bahwa bentuk dari respon sinyal *myoelectric* berubah. Adanya penurunan amplitudo dari respon sinyal *myoelectric* tersebut dengan rata – rata sebesar 0,25378 V untuk gerak ekstensi dan 0,2243 V untuk gerak fleksi, sedangkan untuk penurunan gaya torsinya sebesar 39534,92 Nm untuk gerak ekstensi dan 2,739699 Nm untuk gerak fleksi.

Kata Kunci : kelelahan otot, EMG, *functional electrical stimulation*, gerak fleksi dan ekstensi, *lower limb*, *load cell*

*-halaman ini sengaja dikosongkan*

*MUSCLE FATIGUE DETECTION USING EMG SIGNAL AND FORCE  
DETECTOR ON THE BASIC MOVEMENT OF EXTENSION AND  
FLEXION KNEE-JOINT FOR EVALUATING USE OF FUNCTIONAL  
ELECTRICAL STIMULATION ON THE LOWER LIMB  
REHABILITATION SYSTEM*

*Name : Dhityo Yuliansyah  
Advisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.*

**ABSTRACT**

*Muscle is moved by muscle fibers that contract to receive commands from the brain. However, energy to move muscles is limited. If the muscles experience a lack of energy, no matter how the muscle fibers to send commands from the brain, muscles would not move. Such as temporary muscle dysfunction is a condition of fatigue on the muscle. If muscle fatigue, it will lead to a decrease in work efficiency. If muscle fatigue, it will lead to a decrease in work efficiency. In the rehabilitation system using Functional Electrical Stimulation of muscle by electrical stimulation continuously - will experience fatigue constantly, so that the results obtained from the rehabilitation system errors will occur. In this final project will seek out electrically myoelectric signals evoked who experience fatigue while in the stimulus continue - constantly on the motion of the knee-joint, and therefore designed an EMG instrumentation to acquire myoelectric signals with reinforcement regulated, highpass filter +40 dB / dec 20 Hz, bandstop filter +40 dB / dec 50 Hz, lowpass filter -40dB / dec 500 Hz. The muscles were stimulated for about 30 minutes, then the results were compared between the signal at the beginning of stimulation signals with signal the end of the stimulation. The results showed that the shape of the myoelectric signal response changed. A decrease in the amplitude of the response of the myoelectric signal with the average of 0,25378 V for extension motion and 0,25378 V for flexion motion, while the reduction in force torque of 39534,92 Nm for motion and 2,739699Nm extension to flexion.*

*Keywords : muscle fatigue, EMG, functional electrical stimulation, flexion and extension, lower limb, load cell*



## KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena karuniaNya, penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul : "Deteksi Kelelahan Otot Menggunakan Sinyal EMG dan Detektor Gaya pada Gerak Dasar Ekstensi dan Fleksi *Knee-Joint* untuk Evaluasi Penggunaan *Functional Electrical Stimulation* pada Sistem Rehabilitas *Lower Limb*". Penulis sadar bahwa tanpa adanya bantuan dari pihak lain penulis tidak dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Oleh karena itu, dengan segala hormat, penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

1. Orang tua penulis, Slamet Mujianto dan Fitri Mulyanti serta adik penulis Muhammad Irham Arrazaqqi yang telah memberikan dukungan baik secara moril maupun materiil.
2. Dosen pembimbing, Dr. Achmad Arifin., S.T., M.Eng. atas segala ilmu, bimbingan, dan pengarahan selama melaksanakan tugas akhir.
3. Teman-teman Bidang Studi Elektronika khususnya Theo Wiranadi Hendrata, Stanley Setiawan, Erwin Setiawan Widjaja, Johan Chandra, Monica Regina, Pandu, Reska, Dwi, Evira yang telah membantu dan menyemangati penulis dalam mengerjakan tugas akhir.
4. Senior dan alumni Teknik Elektro ITS, Fauzan Arrofiqi, Rusyadi Wihardi, Anita yang telah membantu penulis terutama dalam perancangan EMG dan *Electrical Stimulation*.
5. Para subyek yang telah meluangkan waktu untuk pengambilan data dalam tugas akhir ini..

Akhirnya penulis berharap agar Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat yang sebesar-besarnya terutama di bidang teknologi kesehatan. Tiada gading yang tak retak, penulis sadar bahwa Tugas Akhir ini masih jauh dari sempurna. Saran, kritik, dan masukan dari semua pihak akan sangat membantu penulis untuk pengembangan lebih lanjut.

Surabaya, Januari 2017

Penulis

*-halaman ini sengaja dikosongkan-*

## DAFTAR ISI

<b>PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR.....</b>	<b>V</b>
<b>TUGAS AKHIR .....</b>	<b>I</b>
<b>ABSTRAK .....</b>	<b>III</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>V</b>
<b>KATA PENGANTAR.....</b>	<b>VII</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>IX</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>XIII</b>
<b>DAFTAR TABEL .....</b>	<b>XIX</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Permasalahan.....	2
1.3 Tujuan.....	2
1.4 Metodologi .....	2
1.5 Sistematika Penulisan .....	3
1.6 Relevansi .....	4
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....</b>	<b>5</b>
2.1. Sistem FES ( Functional Electrical Stimulation) .....	5
2.2. Sistem Closed-Loop FES .....	6
2.3. Musculo-Skeletal System.....	7
2.4. Otot Kaki Manusia.....	7
2.5. Muscle fatigue.....	8
2.6. Sensor Gaya (Load cell).....	10
2.7. Electromyography.....	12
2.8. Instrumentasi EMG .....	12
2.8.1 Penguat Instrumentasi .....	13
2.8.2 High Pass Filter .....	16
2.8.3 Low Pass Filter.....	19
2.8.4 Band Stop Filter .....	21
2.8.5 Penjumlah Tak-Membalik.....	26
2.8.6 Pembagi Tegangan (Voltage Divider).....	27
2.9. Rangkaian Isolasi .....	27
2.10. Electrical Stimulation.....	29
2.11. Mikrokontroler STM32F4.....	30
2.12. Komunikasi Serial.....	31
2.12.1 USB to Serial .....	31
<b>BAB III PERANCANGAN SISTEM.....</b>	<b>33</b>
3.1 Diagram Blok Sistem.....	33
3.2 Posisi Elektroda untuk knee joint .....	34

3.3 Perancangan Perangkat Keras .....	36
3.3.1 Perancangan Instrumentation Amplifier .....	36
3.3.2 Perancangan Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz.....	38
3.3.3 Perancangan Rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz.....	39
3.3.4 Perancangan Rangkaian BSF +40dB/dec 50 Hz.....	40
3.3.5 Perancangan Rangkaian Penjumlah Tak – membalik.....	42
3.3.6 Perancangan Rangkaian linear envelope.....	43
3.3.6.1. Perancangan Rangkaian Penyearah.....	43
3.3.6.2. Perancangan Rangkaian LPF -20dB/dec 2Hz.....	44
3.3.7 Isolation Amplifier.....	45
3.3.8 Perancangan Electrical Stimulation .....	47
3.3.9.1 Rangkaian Penaik Level Tegangan .....	49
3.3.9.2 Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100 V ...	51
3.3.9.3 Rangkaian Driver Channel .....	52
3.3.9 Perancangan Sensor Gaya untuk Justifikasi.....	53
3.4 Perancangan Akuisisi Data.....	55
<b>BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISA .....</b>	<b>57</b>
4.1 Pengujian dan Analisa Perangkat Keras.....	59
4.1.2 Pengujian dan Analisa HPF +40dB/dec 20 Hz .....	60
4.1.3 Pengujian dan Analisa LPF -40dB/dec 500 Hz .....	63
4.1.4 Pengujian dan Analisa BSF 50 Hz.....	66
4.1.5 Pengujian dan Analisa rangkaian penjumlah tak-membalik ..	69
4.1.6 Pengujian dan Analisa rangkaian envelope .....	71
4.1.6.1. Pengujian dan Analisa Rangkaian Penyearah.....	71
4.1.6.2. Pengujian dan Analisa Rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz	
73	
4.1.7 Pengujian dan Analisa rangkaian isolation amplifier.....	75
4.1.8 Pengujian dan Analisa rangkaian Electrical Stimulator .....	77
4.1.8.1. Pengujian Rangkaian Boost Converter.....	77
4.1.8.2. Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 $\mu$ S, 20Hz,	
100V .....	82
4.1.8.3. Pengujian Rangkaian Driver Channel .....	84
4.1.8.4. Pengujian Electrical Stimulator.....	87
4.1.9 Pengujian Instrumentasi EMG .....	89
4.1.9.1. Gerakan Ekstensi knee-joint.....	89
4.1.9.2. Gerakan fleksi knee-joint .....	91
4.1.10 Pengujian Sensor Gaya .....	92
4.2 Pengujian dan Analisa Sistem .....	93
4.2.1 Pengujian dan Analisa sinyal EMG tanpa stimulasi .....	93

4.2.2 Pengujian dan Analisa sinyal EMG saat di sitmulasi.....	97
4.2.3 Pengujian dan Analisa deteksi kelelahan .....	105
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....</b>	<b>127</b>
5.1 Kesimpulan.....	127
5.2 Saran.....	127
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>129</b>
<b>LAMPIRAN A.....</b>	<b>131</b>
<b>LAMPIRAN B.....</b>	<b>137</b>
<b>RIWAYAT PENULIS.....</b>	<b>145</b>

*-halaman ini sengaja dikosongkan-*

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1	Ilustrasi penggunaan FES <sup>[5]</sup> .....	6
Gambar 2. 2	Diagram blok sistem <i>closed-loop</i> FES terinduksi gait ...	7
Gambar 2. 3	Otot kaki bagian <i>lower limb</i> dalam gerak berjalan <sup>[2]</sup> ....	8
Gambar 2. 4	MUAP dan <i>fiber action potential</i> dari tipe FF ( <i>fast fatigueable</i> ) <sup>[16]</sup> .....	10
Gambar 2. 5	MUAP dan <i>fiber action potential</i> dari tipe F ( <i>fast</i> ) <sup>[16]</sup> .	10
Gambar 2. 6	Penampakan <i>strain gauge</i> .....	11
Gambar 2. 7	Penampakan dari <i>load cell</i> .....	11
Gambar 2. 8	Diagram blok elektromiografi .....	12
Gambar 2. 9	Rangkaian penguat instrumentasi <sup>[11]</sup> .....	14
Gambar 2. 10	Konfigurasi AD620 dan perbandingan dengan 3 op-amp <sup>[12]</sup> .....	16
Gambar 2. 11	Rangkaian HPF -40dB/dec <sup>[10]</sup> .....	17
Gambar 2. 12	Rangkaian LPF -40dB/dec <sup>[10]</sup> .....	20
Gambar 2. 13	Rangkaian BSF/Notch filter <sup>[10]</sup> .....	22
Gambar 2. 14	Rangkaian penjumlah tak-membalik <sup>[10]</sup> .....	26
Gambar 2. 15	Rangkaian Pembagi Tegangan.....	27
Gambar 2. 16	Rangkaian <i>isolation amplifier</i> <sup>[14]</sup> .....	28
Gambar 2. 17	Penjumlahan <i>tension</i> pada <i>motor unit</i> (Cherly dan Milos 2008).....	29
Gambar 2. 18	Bentuk tipikal pulsa stimulasi : (a) <i>Monophasic</i> , (b) <i>Biphasic</i> .....	30
Gambar 2. 19	STM32F4 <i>discovery board</i> ( <i>Discovery kit for STM32F407/417 lines user manual.</i> ).....	31
Gambar 2. 20	USB Adapter.....	32
Gambar 3. 1	Diagram blok sistem.....	34
Gambar 3. 2	Peletakan Elektroda pada kaki, (a) <i>rectus femoris</i> dan <i>vastus</i> (b) <i>biceps femoris long head</i> dan <i>bicep femoris short head</i> .....	35
Gambar 3. 3	Posisi kaki pada saat pengambilan data <i>knee-joint extension</i> .....	35
Gambar 3. 4	Diagram blok Instrumentasi EMG .....	36
Gambar 3. 5	Rangkaian Instrumentasi Amplifier dengan <i>passive filter</i> 37	
Gambar 3. 6	<i>Low Pass Filter Passive</i> .....	38

Gambar 3. 7	Instrumentation Amplifier .....	38
Gambar 3. 8	Rangkaian <i>High Pass Filter</i> 40dB/dec 20 Hz.....	39
Gambar 3. 9	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec 500 Hz .....	40
Gambar 3. 10	Rangkaian <i>Band Stop Filter</i> -40dB/dec 50 Hz .....	42
Gambar 3. 11	Rangkaian penjumlah tak membalik .....	43
Gambar 3. 12	Rangkaian Penyearah .....	44
Gambar 3. 13	Rangkaian LPF -20dB/dec 2 Hz.....	45
Gambar 3. 14	Desain rangkaian <i>isolation amplifier</i> .....	46
Gambar 3. 15	Diagram <i>isolation amplifier</i> .....	46
Gambar 3. 16	Posisi <i>electrical stimulation</i> (a) gerak ekstensi dan (b) gerak fleksi .....	48
Gambar 3. 17	Bentuk sinyal keluaran rangkaian <i>electrical stimulator</i> .....	49
Gambar 3. 18	Diagram blok rangkaian <i>electrical stimulator</i> .....	49
Gambar 3. 19	Rangkaian dasar <i>non-isolated boost converter</i> .....	50
Gambar 3. 20	Rangkaian <i>boost converter</i> hasil desain .....	51
Gambar 3. 21	Rangkaian <i>feedback boost converter</i> .....	51
Gambar 3. 22	Rangkaian pembangkit pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100 V....	52
Gambar 3. 23	Rangkaian <i>driver channel</i> .....	53
Gambar 3. 24	Rangkaian <i>load cell</i> .....	54
Gambar 3. 25	<i>Load cell</i> model CZL601 .....	55
Gambar 4. 1	Hasil perancangan mekanik sensor gaya: (a) tampak depan dan (b) tampak belakang.....	58
Gambar 4. 2	Hasil perancangan perangkat keras secara keseluruhan . .....	58
Gambar 4. 3	Rangkaian Penguat Instrumentasi .....	59
Gambar 4. 4	Sinyal input .....	59
Gambar 4. 5	Sinyal output .....	60
Gambar 4. 6	Pengujian rangkaian HPF -40dB/dec 20 Hz.....	61
Gambar 4. 7	Rangkaian <i>High Pass Filter</i> +40dB/dec 20 Hz .....	61
Gambar 4. 8	Grafik pengujian rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz....	63
Gambar 4. 9	Pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz .....	64
Gambar 4. 10	Rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz.....	64
Gambar 4. 11	Grafik pengujian rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz....	66
Gambar 4. 12	Pengujian rangkaian BSF 50 Hz.....	67
Gambar 4. 13	Rangkaian BSF 50 Hz .....	67
Gambar 4. 14	Grafik pengujian filter BSF 50 Hz .....	69
Gambar 4. 15	Pengujian <i>adder amplifier</i> .....	70
Gambar 4. 16	Rangkaian Penyearah .....	72



Gambar 4. 17	Pengujian rangkaian penyearah dengan frekuensi 532 Hz .....	72
Gambar 4. 18	Pengujian rangkaian penyearah dengan frekuensi 93 Khz .....	73
Gambar 4. 19	Rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz .....	73
Gambar 4. 20	Pengujian LPF -40dB.dec 2 Hz .....	74
Gambar 4. 21	Grafik pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz .....	74
Gambar 4. 22	Pengujian kalibrasi rangkaian <i>isolation amplifier</i> .....	77
Gambar 4. 23	Diagram blok pengujian <i>boost converter</i> .....	78
Gambar 4. 24	Contoh hasil pembangkitan sinyal PWM1 1 kHz dengan <i>duty cycle</i> 5% (atas) dan sinyal PWM1 sebesar 14kHz dengan <i>duty cycle</i> 95% (bawah) .....	79
Gambar 4. 25	Perbandingan tegangan keluaran <i>boost converter</i> terhadap perubahan <i>duty cycle</i> dari 0 – 100 % pada frekuensi PWM1 1 kHz – 20 kHz.....	80
Gambar 4. 26	Perbandingan tegangan keluaran maksimum pada <i>boost converter</i> frekuensi PWM1 1 kHz – 20 kHz.....	82
Gambar 4. 27	Diagram blok pengujian rangkaian pembangkit pulsa.	83
Gambar 4. 28	Hasil pengujian rangkaian pembangkit pulsa .....	84
Gambar 4. 29	Diagram blok pengujian rangkaian <i>driver channel</i> merupakan beban resistor .....	85
Gambar 4. 30	Hasil pengukuran tegangan dan arus keluaran dari <i>electrical stimulator</i> dengan beban resistor 100 $\Omega$ (atas) dan 1000 $\Omega$ (bawah) .....	87
Gambar 4. 31	Hasil dari sinyal EMG yang terstimulasi .....	89
Gambar 4. 32	Hasil pengujian sinyal EMG pada gerakan ekstensi pada <i>knee-joint lower limb</i> .....	90
Gambar 4. 33	Hasil pengujian sinyal EMG pada gerak fleksi pada <i>knee-joint lower limb</i> .....	91
Gambar 4. 34	Hubungan bit keluaran ADC dengan berat (kg) .....	92
Gambar 4. 35	Hasil percobaan sensor gaya selama 15,66 detik.....	93
Gambar 4. 36	Hasil sinyal <i>raw</i> EMG pada gerak ekstensi .....	94
Gambar 4. 37	Hasil sinyal <i>linear envelope</i> EMG pada gerak Ekstensi . .....	94
Gambar 4. 38	Hasil sinyal <i>raw</i> EMG pada gerak fleksi .....	95
Gambar 4. 39	Hasil sinyal <i>linear envelope</i> EMG pada gerak fleksi... ..	95
Gambar 4. 40	Hasil sinyal <i>raw</i> EMG pada gerak ekstensi .....	96
Gambar 4. 41	Hasil sinyal <i>linear envelope</i> EMG pada gerakan ekstensi .....	96

Gambar 4. 42	Hasil sinyal <i>raw</i> EMG pada gerakan fleksi.....	97
Gambar 4. 43	Hasil sinyal <i>linear envelope</i> EMG pada gerakan fleksi.....	97
Gambar 4. 44	Gerak ekstensi pada osiloskop.....	98
Gambar 4. 45	Gerak ekstensi setelah akuisisi mikrokontroler .....	99
Gambar 4. 46	Gerak fleksi pada osiloskop.....	99
Gambar 4. 47	Gerak fleksi setelah akuisisi mikrokontroler.....	100
Gambar 4. 48	Sinyal <i>myoelectric</i> masukan gerak ekstensi <i>knee-joint</i> 100	
Gambar 4. 49	Hasil FFT dari sinyal <i>myoelectric</i> gerak ekstensi <i>knee-joint</i> .....	101
Gambar 4. 50	Masukan sinyal <i>spike</i> pada gerak ekstensi <i>knee-joint</i> .....	101
Gambar 4. 51	Hasil FFT dari sinyal <i>spike</i> gerak ekstensi <i>knee-joint</i> .....	101
Gambar 4. 52	Sinyal masukan respon <i>myoelectric</i> pada gerak ekstensi <i>knee-joint</i> .....	101
Gambar 4. 53	Hasil FFT dari sinyal respon <i>myoelectric</i> pada gerak ekstensi <i>knee-joint</i> .....	102
Gambar 4. 54	Sinyal masukan <i>myoelectric</i> pada gerak fleksi <i>knee-joint</i> .....	102
Gambar 4. 55	Hasil FFT dari sinyal <i>myoelectric</i> pada gerak fleksi <i>knee-joint</i> .....	102
Gambar 4. 56	Masukan sinyal <i>spike</i> pada gerak fleksi <i>knee-joint</i> .....	102
Gambar 4. 57	Hasil FFT dari sinyal <i>spike</i> pada gerak fleksi <i>knee-joint</i> .. .....	103
Gambar 4. 58	Sinyal masukan respon <i>myoelectric</i> pada gerak fleksi <i>knee-joint</i> .....	103
Gambar 4. 59	Hasil FFT dari sinyal respon <i>myoelectric</i> pada gerak fleksi <i>knee-joint</i> .....	103
Gambar 4. 60	Sinyal direkam tanpa adanya teknik penghilangan artefak.....	104
Gambar 4. 61	Sinyal direkam dengan stimulasi <i>hybrid</i> , artefak <i>long-tail</i> secara substansial berkurang .....	104
Gambar 4. 62	Sinyal direkam dengan stimulasi <i>hybrid</i> dan pembatasan <i>slew rate</i> . <i>Spike</i> diturunkan untuk mengatasi saturasi .....	104
Gambar 4. 63	Sinyal direkam seperti Gambar 4.60 dengan sisa artefak <i>blanking</i> didapatkan dengan <i>time windowing</i> .....	104
Gambar 4. 64	Hasil sinyal <i>myoelectric</i> pada subyek A gerakan ekstensi .....	105
Gambar 4. 65	Hasil FFT pada waktu ke-1,142 sekon gerakan ekstensi.. .....	105

Gambar 4. 66	Hasil FFT pada waktu ke-1508 sekon gerakan ekstensi ..	106
Gambar 4. 67	Hasil pembacaan sensor subyek A pada gerakan ekstensi	106
Gambar 4. 68	Hasil pengambil 3 sinyal pulsa pada gerakan ekstensi ....	107
Gambar 4. 69	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan ekstensi .....	107
Gambar 4. 70	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1508 sekon gerakan ekstensi.....	107
Gambar 4. 71	Hasil sinyal <i>myoelectric</i> pada subyek A gerakan fleksi...	108
Gambar 4. 72	Hasil FFT pada waktu ke-0,6 sekon gerakan fleksi..	108
Gambar 4. 73	Hasil FFT pada waktu ke-1797 sekon gerakan fleksi	108
Gambar 4. 74	Hasil pembacaan sensor subyek A pada gerakan fleksi...	109
Gambar 4. 75	Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan fleksi	109
Gambar 4. 76	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-0,6 sekon gerakan fleksi.....	110
Gambar 4. 77	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1797 sekon gerakan fleksi.....	110
Gambar 4. 78	Hasil sinyal <i>myoelectric</i> subyek B pada gerakan ekstensi	110
Gambar 4. 79	Hasil FFT pada waktu ke-0,4 sekon gerakan ekstensi	111
Gambar 4. 80	Hasil FFT pada waktu ke-1824 sekon gerakan ekstensi ..	111
Gambar 4. 81	Hasil pembacaan sensor subyek B pada gerakan ekstensi	111
Gambar 4. 82	Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan ekstensi.	112
Gambar 4. 83	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-0,4 sekon gerakan ekstensi.....	112
Gambar 4. 84	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1824 sekon gerakan ekstensi.....	113
Gambar 4. 85	Hasil sinyal <i>myoelectric</i> pada subyek B gerakan fleksi ...	113
Gambar 4. 86	Hasil FFT pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi .....	113
Gambar 4. 87	Hasil FFT pada waktu ke-1730 sekon gerakan fleksi	114

Gambar 4. 88	Hasil pembacaan sensor subyek B pada gerakan fleksi....	114
Gambar 4. 89	Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan fleksi	115
Gambar 4. 90	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi .....	115
Gambar 4. 91	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1730 sekon gerakan fleksi .....	115
Gambar 4. 92	Hasil sinyal <i>myoelectric</i> pada subyek C gerakan ekstensi .....	116
Gambar 4. 93	Hasil FFT pada waktu ke-1 sekon gerakan ekstensi...	116
Gambar 4. 94	Hasil FFT pada waktu ke-1135 sekon gerakan ekstensi... ..	116
Gambar 4. 95	Hasil pembacaan sensor subyek C pada gerakan ekstensi .....	117
Gambar 4. 96	Hasil pengambilan 3 sinyal pada gerakan ekstensi.....	117
Gambar 4. 97	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan ekstensi .....	118
Gambar 4. 98	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1135 sekon gerakan ekstensi .....	118
Gambar 4. 99	Hasil sinyal <i>myoelectric</i> subyek C pada gerakan fleksi.... ..	119
Gambar 4. 100	Hasil FFT pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi.....	119
Gambar 4. 101	Hasil FFT pada waktu ke-1648 sekon gerakan fleksi.	119
Gambar 4. 102	Hasil pembacaan sensor subyek C pada gerakan fleksi.... ..	120
Gambar 4. 103	Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan fleksi	120
Gambar 4. 104	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi .....	121
Gambar 4. 105	Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1648 sekon gerakan fleksi .....	121

## DAFTAR TABEL

Tabel 4. 1	Pengujian rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz .....	62
Tabel 4. 2	Pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz .....	65
Tabel 4. 3	Pengujian rangkaian BSF 50 Hz .....	68
Tabel 4. 4	Hasil pengujian <i>adder amplifier</i> .....	71
Tabel 4. 5	Hasil pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz .....	75
Tabel 4. 6	Hasil Uji kalibrasi <i>isolation amplifier</i> .....	76
Tabel 4. 7	Perbandingan tegangan keluaran maksimum pada <i>boost converter</i> untuk frekuensi PWM1 1 kHz – 20 kHz .....	81
Tabel 4. 8	Hasil pengukuran tegangan dan arus keluaran dari <i>electrical stimulator</i> menggunakan beban resistor dengan nilai resistansi yang berbeda.....	86
Tabel 4. 9	Percobaan awal stimulus hingga maksimum stimulus pada subyek.....	88
Tabel 4. 10	Hasil perbandingan nilai amplitudo sinyal respon <i>myoelectric</i> .....	122
Tabel 4. 11	lanjutan dari tabel 4.10 .....	123
Tabel 4. 12	Tabel hasil penurunan torsi dari sensor gaya.....	124
Tabel 4. 13	lanjutan dari tabel 4.12 .....	125

*-halaman ini sengaja dikosongkan-*

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Kelumpuhan otot atau paralisis merupakan fenomena yang sering terjadi di masyarakat khususnya pada pasien *pasca stroke* dan *spinal cord injury* (SCI). Kelumpuhan dapat terjadi karena adanya kerusakan atau stimulasi saraf ke otot baik yang disebabkan karena kerusakan saraf pusat maupun saraf perifer misalnya pada pasien *pasca stroke* dan *spinal cord injury*. Identifikasi tingkat kekakuan di daerah persediaan anggota gerak atau fungsi motorik pada seorang pasien *pasca stroke* dan *spinal cord injury* melalui pengukuran secara mekanis dan EMG, menunjukkan tingkat kekakuan yang lebih besar dibandingkan dengan orang normal (Hubli dkk, 2012).

Kelelahan otot merupakan penurunan kemampuan pada otot untuk membangkitkan suatu gaya. Kelelahan ini dapat juga dihasilkan dari akibat latihan yang terlalu berat tapi kelelahan yang abnormal dapat disebabkan juga oleh batasan atau interferensi dengan tahapan yang berbeda dari kontraksi otot. Kelelahan otot yang terjadi akan mengakibatkan penurunan efisiensi kerja dari otot tersebut. Dengan pengetahuan mengenai kelelahan otot serta torsi yang dihasilkan pada sensor gaya tersebut, maka dapat diketahui juga bagaimana respon terhadap FES pada otot yang mengalami kelelahan.

Untuk mengatasi masalah tersebut didesain suatu alat yang disebut *Functional Electrical Stimulation* atau FES. Pada penelitian sebelumnya telah dilakukan pengembangan perangkat wearable untuk pengukuran gerakan manusia dan rehabilitasi kemampuan berjalan menggunakan sistem FES<sup>[1]</sup>. Prinsip kerja dari FES adalah neuroprothese elektrik yang merangsang otot yang lumpuh dengan menyediakan perangkat tambahan fungsional sehingga pasien dapat melakukan aktivitas secara optimal. Sistem ini juga dapat membantu berbagai fungsi seperti fungsi perengangan tangan, membantu berdiri, melangkah, meningkatkan fungsi bladder dan membantu pernapasan. Dalam pelaksanaannya akan ada keadaan dimana otot akan mengalami kelelahan. Dari akibat kelelahan otot ini, kita mendapatkan pengetahuan mengenai perilaku terhadap penggunaan FES tersebut. Pendeteksian ini tidak hanya menggunakan sinyal EMG melainkan juga menggunakan

detektor gaya, dimana sensor gaya ini bertujuan sebagai justifikasi sinyal EMG saat mendeteksi kelelahan.

## 1.2 Permasalahan

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah:

1. Bagaimana merancang elektromiogram sebagai alat untuk akuisisi data sinyal otot?
2. Bagaimana merancang perangkat *functional electrical stimulator* yang nyaman digunakan?
3. Bagaimana mendesain peletakan sensor gaya agar didapatkan hasil torsi yang akurat?
4. bagaimana mengetahui perbedaan sinyal pada otot saat mengalami kelelahan dalam keadaan normal?

## 1.3 Tujuan

Adapun beberapa tujuan dari pembahasan tugas akhir ini untuk mengetahui karakteristik sinyal pada otot saat mengalami kelelahan.

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat, diantaranya:

1. Teridentifikasinya karakteristik dari sinyal otot saat mengalami kelelahan.
2. Pengaruh pada FES saat otot mengalami kelelahan.
3. Tindakan selanjutnya pada FES saat terjadi perbedaan perilaku pada subjek yang mengalami kelelahan otot.

## 1.4 Metodologi

Metodologi pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Studi Literatur  
Studi literature untuk mencari referensi bahan melalui buku dan jurnal yang sesuai dengan topik tugas akhir yang diambil. Pada tahap ini akan dipelajari mengenai sistem FES, sinyal EMG, instrumentasi EMG, pengolahan sinyal EMG, sensor gaya, serta karakteristik kelelahan otot.
2. Pendeteksian sinyal kelelahan otot pada gerak kaki ekstensi dan fleksi  
Melakukan pendeteksian pada sinyal otot sebagai identifikasi sinyal otot saat mengalami kelelahan untuk setiap individu



3. Perancangan sistem  
Perancangan sistem dan sekaligus pembuatan alat Elektromiogram yang mampu mengambil data berupa sinyal otot pada manusia. Perancangan alat ini disesuaikan dengan studi literatur yang telah dilakukan sebelumnya.
4. Pengumpulan Data  
Dengan menggunakan instrumentasi EMG maka akan didapat sinyal otot. Setelah itu, akan dilakukan beberapa percobaan pada otot untuk melakukan gerak ekstensi dan fleksi yang distimulasi lalu direkam sinyalnya menggunakan instrumentasi EMG.
5. Pengujian dan Analisa  
Pengujian dengan pengambilan *sample* dari beberapa subjek yang mengalami kelelahan otot setelah beberapa distimulus lalu dibandingkan sinyalnya dengan awal stimulus.

## 1.5 Sistematika Penulisan

Pembahasan tugas akhir ini dibagi menjadi lima bab dengan sistematika pembahasan sebagai berikut:

- |         |   |
|---------|---|
| BAB I   | Pendahuluan<br>Bab ini meliputi latar belakang, permasalahan, tujuan penelitian, metodologi penelitian, sistematika penulisan, dan relevansinya.  |
| BAB II  | Dasar Teori dan Tinjauan Pustaka<br>Bab ini meliputi tinjauan pustaka mengenai sistem FES, sistem <i>closed-loop</i> FES, otot kaki manusia, <i>muscle fatigue</i> , sensor gaya, <i>electromyography</i> , Instrumentasi EMG, <i>electrical stimulator</i> |
| BAB III | Perancangan Sistem<br>Bab ini akan dijelaskan tentang perancangan sistem berupa stimulasi otot, instrumentasi EMG, <i>functional electrical stimulation</i> , mekanik sensor gaya.  |
| BAB IV  | Hasil Pengujian dan Analisis<br>Bab ini berisi hasil akan ditampilkan hasil pengujian dari sistem yang telah dirancang, serta hasil dari keseluruhan sistem.  |
| BAB V   | Kesimpulan dan Saran<br>Bab ini berisi kesimpulan dan saran dari hasil analisis yang dilakukan pada bab 4.  |

## 1.6 Relevansi

Hasil yang diperoleh dari tugas akhir ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai evaluasi sistem rehabilitasi menggunakan FES pada saat otot mengalami kelelahan yang nantinya dapat ditindaklanjuti terhadap stimulus yang ingin diberikan pada pasien. Selain itu, untuk penelitian lanjutan, informasi kelelahan otot juga dapat digunakan sebagai optimalisasi kinerja otot.

## BAB II

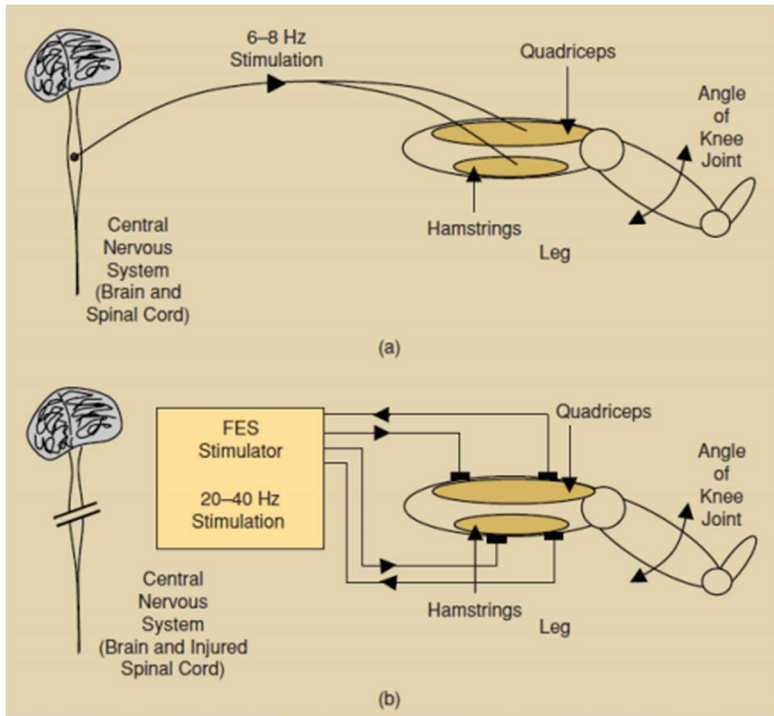
### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1. Sistem FES ( *Functional Electrical Stimulation*)

*Electrical Stimulation* (ES) merupakan salah satu metode rehabilitasi atau terapi dengan menggunakan arus listrik. Istilah “*Functional Electrical Stimulation*(FES)” memberikan arti bahwa akan terjadi peningkatan terhadap fungsi – fungsi pada bagian tubuh pengguna setelah menggunakan ES<sup>[1]</sup>. Menurut international Functional Electrical Stimulation Society (IFESS), ES dapat digunakan untuk beberapa aplikasi berdasarkan jenis *disability*. Beberapa diantaranya berkaitan dengan anggota gerak, contohnya *disability* yang terjadi pada penderita *stroke* dan *Spinal Cord Injury* (SCI).

Gerakan pada manusia terjadi akibat adanya kontraksi otot. Pada gerakan yang dikontrol secara sadar, sistem pusat syaraf (*central nervous system*, CNS) mengirimkansiyal perintah untuk menghasilkan gaya otot dan transmisikan melalui *spinal cord* menuju otot. Fungsi otot normal membutuhkan hubungan antara CNS, *spinal cord*, dan otot secara utuh<sup>[3]</sup>. Seorang pasien pasca *stroke* atau pasien dengan SCI akan mengalami disfungsiional pada sebagian atau semua anggota geraknya akibat melemahnya atau terputusnya sinyal yang dikirim oleh otak melalui sistem syaraf tulang belakang menuju otot pada anggota gerak. Anggota gerak tersebut akan mengalami kelumpuhan permanen apabila tidak segera diobati atau dirangsang untuk dapat berfungsi kembali<sup>[4]</sup>.

Gambar 2.1 menggambarkan ilustrasi penggunaan FES untuk restorasi anggota gerak bagian bawah. Pada orang normal, sistem syaraf dapat mengirimkan sinyal perintah dari otak melalui sistem syaraf pada tulang belakang menuju otot. Otot akan berkontraksi dan menghasilkan torsi pada sendi sehingga terjadi gerakan (Gambar 2.1.a). Ketika terjadi kerusakan sistem syaraf pada tulang belakang, sinyal perintah tersebut akan hilang atau terputus. Hal ini dapat diatasi dengan menggantikan sinyal perintah tersebut dengan sinyal stimulasi elektrik buatan (*artificial electrical signal*) yang diaplikasikan pada otot (Gambar 2.1.b).



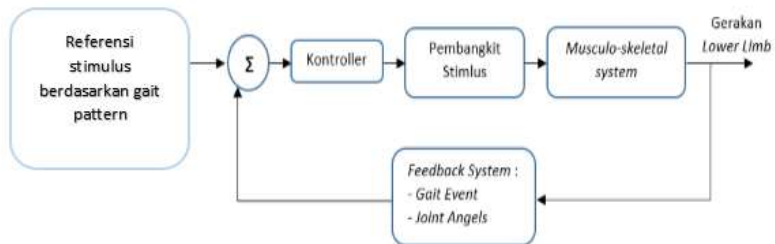
Gambar 2. 1 Ilustrasi penggunaan FES [5]

## 2.2. Sistem *Closed-Loop FES*

FES dapat digunakan secara *open-loop* maupun *closed-loop*. Pada sistem *open-loop* FES, durasi stimulasi yang diberikan menggunakan sistem trigger secara manual, sehingga tidak memperhatikan adanya perubahan pada sistem *musculo-skeletal* seperti tingkat kelelahan otot (*fatigue*) dan perubahan gerak yang terjadi. Namun, pada level klinis masih banyak yang menerapkan sistem ini karena masih terbilang mudah[7].

Akibat dari kelemahan pada sistem *open-loop* FES, maka adanya penelitian mengenai penambahan *feedback system* untuk mengevaluasi sistem dari *musculo-skeletal*. Dengan adanya sistem ini, maka pemberian stimulasi dapat di kontrol sesuai performansi dari *musculo-skeletal system*. *Feedback system* ini dapat direalisasikan dengan menggunakan

data kelelahan otot (*fatigue*) dan juga sensor yang dapat mengukur parameter performansi dari sistem *musculo-skeletal*. Sistem seperti ini biasa disebut sebagai sistem *closed-loop* FES. Sistem *closed-loop* FES yang digunakan untuk merestorasi gerakan berjalan pada pasien yang mengalami kelumpuhan anggota gerak bagian bawah lebih dikenal dengan nama *closed-loop* FES terinduksi *gait* yang secara umum ditunjukkan pada Gambar 2.2



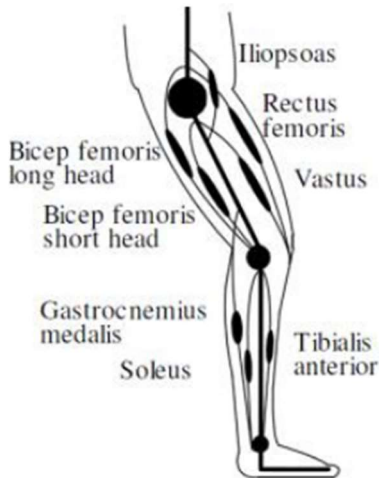
Gambar 2. 2 Diagram blok sistem *closed-loop* FES terinduksi *gait*

### 2.3. *Musculo-Skeletal System*

Pada manusia sistem *musculo-skeletal* pada manusia berfungsi untuk menjaga posisi tubuh dan berfungsi untuk menghasilkan gerakan. Kontraksi otot pada manusia akan menghasilkan gaya yang cukup untuk menggerakkan organ-organ gerak. Otot skeletal melekat pada tulang secara langsung atau dengan bantuan tendon. Kontraksi otot terjadi akibat adanya sinyal yang dikirim oleh otak melalui saraf melalui *motor neuron* dan serabut otot yang membuat sebuah *motot unit*. Setiap otot terdiri dari beberapa motor unit dengan tipe serabut otot yang berbeda. Setiap *motor neuron* berfungsi menerima sinyal pulsa tunggal yang menghasilkan kontraksi pada *motor unit* tunggal. Sehingga, untuk menghasilkan kontraksi pada semua *motor unit* dibutuhkan sederetan pulsa yang dikirim dari otak (Cheryl dan Milos, 2008).

### 2.4. Otot Kaki Manusia

Otot merupakan sebuah jaringan konektif dengan tugas utama untuk melakukan proses kontraksi sehingga menghasilkan gerakan pada bagian-bagian tubuh, baik secara sadar maupun tidak sadar. Otot memiliki sel-sel yang tipis dan panjang, yang bekerja dengan cara mengubah lemak dan glukosa menjadi gerakan dan energi panas.



Gambar 2. 3 Otot kaki bagian *lower limb* dalam gerak berjalan [2]

Alat gerak bawah atau kaki bawah merupakan susunan tubuh manusia yang dimulai dari pinggul sampai telapak kaki. Otot-otot yang berfungsi dalam menggerakkan kaki dalam gerakan berjalan terdiri dari 8 otot, yaitu *iliopsoas*, *rectus femoris*, *biceps femoris long head*, *biceps femoris short head*, *vastus muscles*, *gastrocnemius medialis*, *tibialis anterior*, dan *soleus*. Posisi otot pada kaki dapat dilihat pada Gambar 2.3.

## 2.5. Muscle fatigue

Kelelahan otot (*muscle fatigue*) didefinisikan sebagai pengurangan kinerja pada gaya maksimum dari otot<sup>[8]</sup>. Istilah kelelahan otot digunakan untuk menunjukkan penurunan sementara kapasitas kerja untuk melakukan tindakan fisik<sup>[9]</sup>. Kutipan berikut mencirikan berbagai efek yang dianggap berasal dari kelelahan otot:

1. '*Intensive activity of muscles causes a decline in performance, known as fatigue. . .*' (Allen & Westerblad, 2001).
2. '*Performing a motor task for long periods of time induces motor fatigue, which is generally defined as a decline in a person's ability to exert force*'. (Lorist et al. 2002).
3. '*. . . CNS administration of caffeine increased treadmill run time to fatigue. . .*' (Davis et al. 2003).

4. '...a fatiguing task was performed with the muscles of the left hand until the muscle were exhausted.' (Edgley & Winter, 2004).
5. 'Fatigue is known to be reflected in the EMG signals as an increase of its amplitude and a decrease of its characteristic spectral frequencies.' (Kallenberg et al. 2007)
6. '...the sensation of fatigue is the conscious awareness of changes in subconscious homeostatic control system. . .' (St Clair Gibson et al. 2003).
7. 'The primary purpose of the study was to use functional magnetic resonance imaging (fMRI) to determine the association between feelings of mental fatigue and blood oxygen level dependt (BOLD) brain responses during a mentally fatiguing cognitive task.' (Cook et al. 2007)

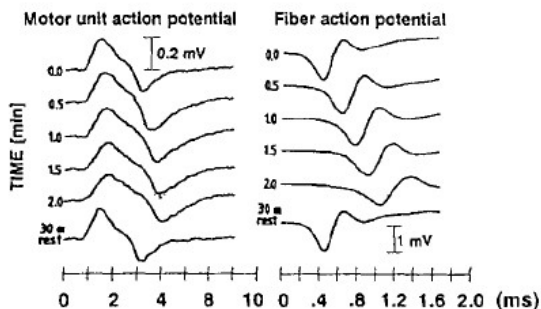
Kelelahan otot, tampaknya, bisa mengacu pada defisit motor, sebuah persepsi atau penurunan pada fungsi mental, dapat menggambarkan penurunan bertahap dalam kapasitas kekuatan otot atau titik akhir dari aktivitas yang berkelanjutan, dan dapat diukur sebagai pengurangan kekuatan otot, perubahan pada aktivitas elektromiografi atau kelelahan fungsi kontraktile.

Variabel sinyal *myoelectric* menunjukkan perubahan *time-dependent* selama kontraksi gaya secara konstan. Perubahan ini mencerminkan modifikasi fisiologis dari serat otot secara terus – menerus, yang mengacu pada sinyal non-stasioner, dan disebut sebagai manifestasi *myoelectric* dari kelelahan otot.

Dalam beberapa dekade terakhir ini bahwa modifikasi *time-dependent* dalam sinyal *myoelectric* adalah hasil dari modifikasi *time-dependent* pada MUAP ( *motor unit action potential* ), tetapi banyak penelitian mengungkapkan pada topik ini adalah (Sandercock et al, 1985), yang mempelajari perubahan *individual* MUAP dari aktivasi elektris motor unit pada *medial gastrocnemius* kucing. Stimulasi berselang (0,3 detik *on* dan 0,7detik *off*) di frekuensi 40 Hz selama 120 detik menghasilkan seperti Gambar 2.4 merupakan Contoh dari MUAP dan *fiber action potential* dari tipe FF (*fast fatigueable*) motor unit dari *gastrocnemius* dari kucing selama stimulasi berselang di frekuensi 40 Hz (0,3 detik stimulasi dikirim setiap detik) selama 2 menit dan setelah istirahat selama 30 menit. Gambar 2.5 merupakan Contoh dari MUAP *fiber action potential* dari tipe F (*fast*) motor unit dari *medial*

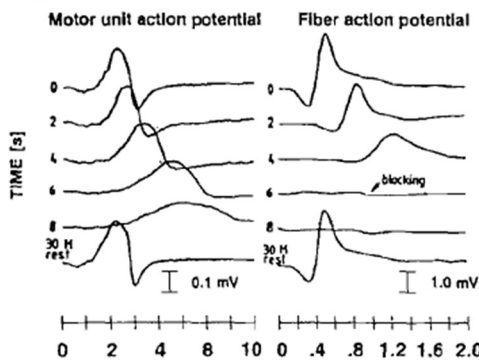
*gastrocnemius* dari kucing selama stimulasi secara kontinyu pad frekuensi 80 Hz selama 8 detik dan setelah istirahat selama 30 menit.

#### Type FF Unit Stimulated at 40 Hz (0.3s/1.0s)



Gambar 2. 4 MUAP dan *fiber action potential* dari tipe FF (*fast fatigueable*)<sup>[16]</sup>

#### Type F Unit Stimulated at 80 Hz



Gambar 2. 5 MUAP dan *fiber action potential* dari tipe F (*fast*)<sup>[16]</sup>

## 2.6. Sensor Gaya (*Load cell*)

Jantung dari tiap sistem berat adalah *load cell*. Sementara mereka tidak menarik untuk diperhatikan, *load cell* merupakan transducer yang sangat akurat dimana menyajikan pengguna dengan informasi yang tidak umum diperoleh dengan teknologi lain disebabkan oleh faktor komersial<sup>[6]</sup>.

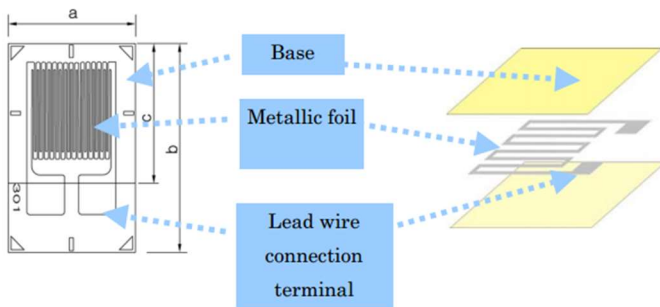
*Load cell* didesain untuk mensensing gaya atau berat dibawah berbagai kondisi yang merugikan; tidak hanya bagian paling esensial dari



sistem pengukuran berat secara elektronik, tapi juga sangat rentan. Untuk mendapatkan manfaat yang paling banyak dari *load cell*, pengguna harus memahami teknologi, konstruksi dan operasi dari divais unik.<sup>[6]</sup>

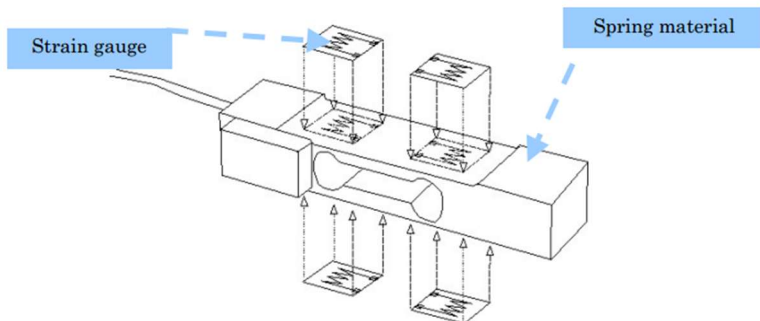
Resistansi elektrik dari banyak logam berubah ketika logam secara mekanis memanjang atau berkontraksi. Logam yang sama bisa berbeda pada resistansi elektrik bergantung pada apakah memanjang atau berkontraksi. Logam yang paling panjang akan memiliki resistansi yang semakin besar.

*Strain gauge* menggunakan prinsip ini dan mendeteksi regangan dengan perubahan resistensi.



Gambar 2. 6 Penampakan *strain gauge*

*Load cell* dibuat oleh ikatan *strain gauge* untuk *spring material*. Untuk mendeteksi efisiensi regangan, *strain gauge* diikat dengan posisi *spring material* dimana ketegangan akan menjadi yang terbesar.



Gambar 2. 7 Penampakan dari *load cell*

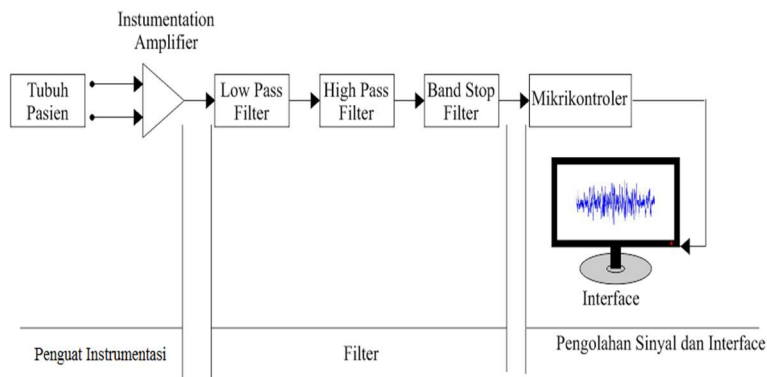
Ada hubungan linear antara ketegangan dari *strain gauge* dan perubahan resistansi. Berikut rumus dibawah ini:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \times \epsilon \quad (2.1)$$

Faktor *gauge* K bervariasi, bergantung pada logam foil yang digunakan. Ketika campuran *copper-nickel* seperti konstanta yang digunakan (material umum digunakan untuk *strain gauge*) berniali mendekati 2.

## 2.7. Electromyography

Elektromiografi (EMG) adalah teknik untuk memeriksa dan merekam aktivitas sinyal otot. EMG dilakukan dengan instrumen bernama elektromiograf, untuk menghasilkan rekaman bernama elektromiogram. Elektromiograf mendeteksi potensi listrik yang dihasilkan oleh sel otot ketika otot ini aktif dan ketika sedang beristirahat.



Gambar 2. 8 Diagram blok elektromiografi

## 2.8. Instrumentasi EMG

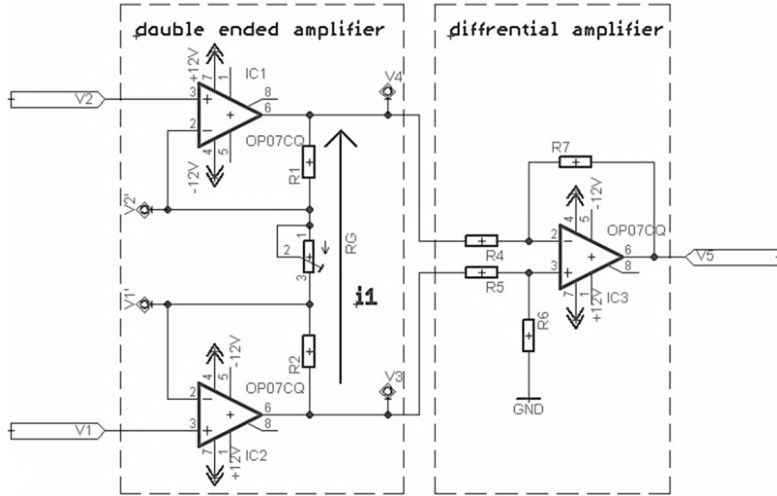
Instrumentasi EMG merupakan alat pencatat sinyal bioelektrik untuk mengetahui sinyal yang disebabkan oleh aktifitas otot gerak. Instrumentasi EMG ini terdiri dari beberapa bagian yang disusun secara *cascade*. Bagian awal adalah rangkaian penguat diferensial atau sering disebut dengan penguat instrumentasi, lalu terdapat rangkaian filter, rangkaian penjumlah tak-membalik.

### 2.8.1 Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi merupakan diferensial dengan impedansi masukan yang tinggi dan keluaran tunggal. Penguatan instrumentasi umumnya digunakan untuk memperkuat sinyal diferensial yang sangat kecil. Sedangkan penguat diferensial standar memiliki penguatan loop tertutup yang ditentukan oleh umpan balik resistif eksternal yang terhubung antara terminal output dan satu terminal input, baik positif atau negatif, penguat instrumentasi memiliki resistor umpan balik internal yang efektif terisolasi dari terminal input sebagai sinyal input yang diterapkan di dua input diferensial,  $V_1$  dan  $V_2$ .

Penguat instrumentasi memiliki sebuah parameter yang disebut *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR). CMRR dapat diartikan sebagai tingkat reduksi sinyal yang sama pada kedua sisi masukannya. Secara teori CMRR dituliskan sebagai perbandingan antara penguat diferensial dengan penguat *common*. Idealnya, penguat instrumentasi menggunakan op-amp yang memiliki CMRR tak hingga[10]. Akan tetapi, pada kenyataannya, CMRR pada op-amp berkisar antara 40 – 200dB. Sinyal gangguan atau noise biasanya masuk pada dua sisi CMRR yang tinggi, sinyal noise akan semakin kecil. Saat  $V_1 = V_2$ , maka idealnya  $V_o = 0$  Volt.

Rangkaian penguat instrumentasi terdiri dari rangkaian *double ended amplifier* dan rangkaian penguat differensial, maka dapat dianalisa secara terpisah maupun satu. Gambar rangkaian dapat dilihat pada Gambar 2.7.



Gambar 2. 9 Rangkaian penguat instrumentasi <sup>[11]</sup>

Dapat dianalisa seperti berikut, dengan asumsi tegangan  $V_1$  lebih positif dari  $V_2$ . Karena adanya karakteristik *virtual ground* pada op-amp, maka

$$V_1' = V_1, \quad V_2' = V_2$$

Adanya beda potensial antara  $V_1$  dan  $V_2$  menimbulkan arus  $i_1$  yang mengalir antara  $V_3$  dan  $V_4$ ,

$$i_1 = \frac{V_1 - V_2}{R_G} \quad (2.2)$$

$$V_3 - V_4 = i_1 \cdot (R_1 + R_2 + R_G) \quad (2.3)$$

Dari persamaan (2.1) dan (2.2), maka jika disubstitusi menjadi,

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{R_1 + R_2 + R_G}{R_G} \quad (2.4)$$

Jika nilai  $R_1 = R_2 = R$ , maka Persamaan (2.3) menjadi

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{2R}{R_G} + 1 \quad (2.5)$$

Output dari rangkaian *double ended amplifier* adalah input bagi penguat rangkaian differntial, persamaan pada penguat differntial dapat dituliskan:

$$V_5 = V_5|_{V_3=0} + V_5|_{V_4=0} \quad (2.6)$$

$$V_5|_{V_4=0} = \left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) \cdot \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} \cdot V_3\right) \quad (2.7)$$

$$V_5|_{V_3=0} = -\left(\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4\right) \quad (2.8)$$

Dari persamaan (2.5), (2.6), dan (2.7), maka

$$V_5 = \left[\left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) \cdot \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} \cdot V_3\right)\right] - \left[\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4\right] \quad (2.9)$$

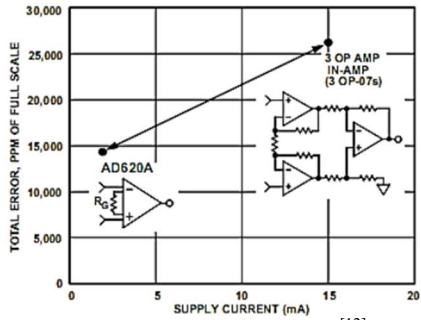
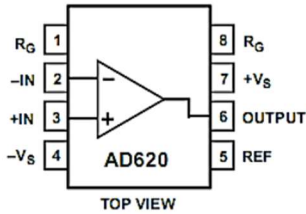
Jika  $R_4 = R_5 = R_6 = R_7 = R$ , dari Persamaan (2.8) menjadi:

$$V_5 = V_3 - V_4 \quad (2.10)$$

Persamaan (2.9) kembali disubstitusikan dengan Persamaan (2.4) untuk mendapatkan hubungan input-output dari penguat instrumentasi:

$$V_5 = \left(\frac{2R}{R_G} + 1\right) \cdot (V_1 - V_2) \quad (2.11)$$

Namun, saat ini terdapat penguat instrumentasi yang telah dikemas dalam bentuk IC (*Integrated Circuit*), yaitu IC AD620. IC AD620 dibuat berdasarkan pendekatan rangkaian 3 *op-amp* sebagai penguat instrumentasi, IC ini mempunyai tingkat akurasi tinggi dan hanya memerlukan 1 resistor eksternal  $R_G$  untuk mengatur penguatan dengan rentang 1 hingga 10000 kali<sup>[12]</sup>. Bentuk dan kemasan AD620 yang kecil dengan konsumsi *power* yang rendah menjadikan komponen ini cocok digunakan untuk alat yang menggunakan *supply* dari baterai. Berikut ini adalah gambar pin IC AD620 dan persamaannya dengan 3 *op-amp* pada Gambar 2.8.



Gambar 2. 10 Konfigurasi AD620 dan perbandingan dengan 3 op-amp <sup>[12]</sup>

Resistor internal R1 dan R2 telah ditetapkan sebesar 24,7k $\Omega$ , sehingga penguatan dapat dihitung berdasarkan nilai tahanan eksternal RG dengan Persamaan (2.11).

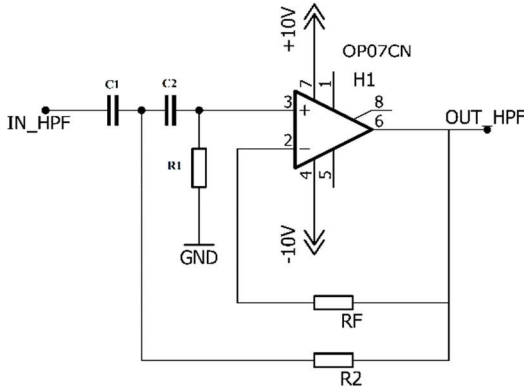
$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.12)$$

Parameter penting dalam menggunakan instrumen adalah *Common mode rejection ratio* (CMRR). CMRR adalah ratio dari penguatan differential (Adm) dan penguatan bersama (Acm) seperti pada Persamaan (2.12).

$$CMRR = 20 \times \log \left| \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right| \quad (2.13)$$

## 2.8.2 High Pass Filter

*High pass filter* merupakan *filter* yang melewatkan amplitudo sinyal yang dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off* dan melemahkan sinyal dibawah frekuensi *cut-off*. Berkebalikan dengan sifat dari *Low pass filter*. HPF +40dB/dec adalah HPF yang penguatannya naik sebesar +40dB/dec setiap sepuluh kali atau satu dekade. Pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi *cut-off*, maka penguatannya sama dengan  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$ . Gambar rangkaian dari *High pass filter* 40dB/dec adalah pada Gambar 2.9:



Gambar 2. 11 Rangkaian HPF -40dB/dec<sup>[10]</sup>

Tegangan output ( $V_o$ ) umpan balik pada titik masukan negatif melalui  $R_F$  dan pada titik A melalui  $R_2$ . Jika *op-amp* ideal, maka tegangan selisih antara input positif dan negatif *op-amp* adalah 0 volt, sehingga tegangan  $V_o$  sama dengan input positif dan sama dengan negatif *op-amp*.

Hukum kirchoff I yang berlaku pada titik A dan B adalah:

Pada titik A:  $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B:  $i_1 = i + i_4 = i_4$

Tegangan  $V_o$  sama dengan tegangan  $V_B$  sehingga:

$$i_2 = \frac{V_A - V_o}{\frac{1}{j\omega C_2}} = j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_o) \quad (2.14)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.15)$$

$$i_2 = i_4 \quad (2.16)$$

$$(V_A - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.17)$$

$$V_A = V_o + \frac{V_o}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \quad (2.18)$$

$$i_1 = \frac{Vi - VA}{\frac{1}{j\omega C_1}} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (Vi - VA) \quad (2.19)$$

$$i_1 = \left( Vi - Vo - \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 \quad (2.20)$$

$$i_3 = \frac{VA - Vo}{R_2} \quad (2.21)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.22)$$

$$\frac{Vi - VA}{R_1} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot Vo + (-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot Vo) \quad (2.23)$$

$$Vi = VA + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot Vo - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot Vo \quad (2.24)$$

$$Vi = Vo[1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)] \quad (2.25)$$

$$\left( Vi - Vo - \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 = (VA - Vo) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 + \frac{VA - V}{R_2} \quad (2.26)$$

$$\begin{aligned} \left( Vi - Vo - \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 &= \left( Vo + \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} - Vo \right) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 + \\ \frac{Vo \cdot \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} - Vo}{R_2} & \end{aligned} \quad (2.27)$$

$$\left( Vi - Vo - \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) = \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} + \frac{Vo}{-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \quad (2.28)$$

$$Vi = Vo + \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} + \frac{Vo}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} - \frac{Vo}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \quad (2.29)$$

$$Vi = Vo \left[ 1 - \frac{Vo}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \frac{1}{j \cdot \omega \cdot R_1} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right] \quad (2.30)$$

$$\frac{Vo}{Vi} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} - \frac{1}{j \cdot \omega \cdot R_1} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.31)$$



Pada saat  $\omega = \omega_c$  maka nilai penguatan  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$  dan sudut phasanya  $+90^\circ$ . Supaya menghasilkan nilai sudut phasa seperti itu maka nilai sudut pada penyebut Persamaan (2.30) sama dengan  $-90^\circ$  maka nilai

$$1 - \frac{1}{\omega_c^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} = 0 \text{ atau } \omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.32)$$

Dengan  $C_1 = C_2 = C$  dan  $R_2 = \frac{1}{2} R_1$ , maka penurunan rumus untuk menentukan frekuensi *cutoff* dari filter *high pass* adalah :

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{C \cdot C \cdot R_1 \cdot \frac{1}{2} R_1}} = \frac{1}{2\pi \cdot C \cdot R_1 \cdot \sqrt{\frac{1}{2}}} = \frac{\sqrt{2}}{2\pi \cdot C \cdot R_1} = \frac{1,414}{2\pi \cdot C \cdot R_1} \quad (2.33)$$

Atau nilai  $R_1$ ,

$$R_1 = \frac{1,414}{f_c \cdot 2\pi \cdot C} \quad (2.34)$$

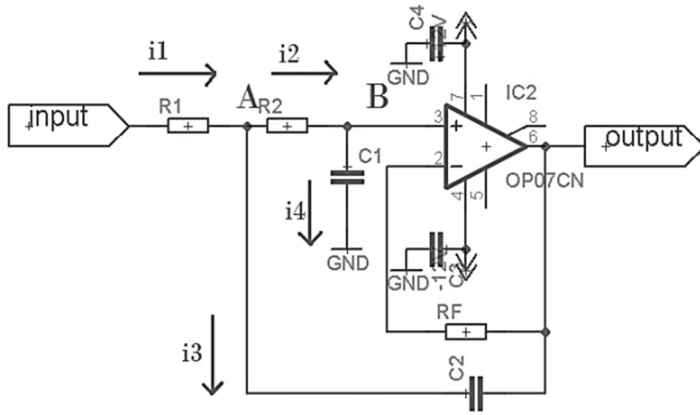
### 2.8.3 Low Pass Filter

*Low pass filter* merupakan *filter* yang melewatkan amplitudo sinyal yang dengan frekuensi dibawah frekuensi *cutt-off* dan melemahkan sinyal diatas frekuensi *cut-off*. Gambar 2.10 yang artinya penguatan dari *filter* ini turun 40 *decibel* setiap sepuluh kali frekuensi *cut-off* nya.

Tegangan output diumpankan balik pada titik masukan negatif melalui RF dari pada titik A melalui C2. Idealnya tegangan antara selisih terminal input *op-amp* adalah nol, sehingga tegangan output juga sama dengan tegangan pada input negatif dan input positif *op-amp*. Hukum kirchoff I (hukum arus) pada titik A dan pada titik B adalah:

Pada titik A:  $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B:  $i_2 = i + i_4 = i_4$



Gambar 2. 12 Rangkaian LPF -40dB/dec<sup>[10]</sup>

Tegangan  $V_o$  sama dengan  $V_B$  sehingga:

$$i_4 = \frac{V_B}{\frac{1}{j\omega C_1}} = V_B \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.35)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.36)$$

$$i_2 = i_4 = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.37)$$

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.38)$$

$$V_A = V_o + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.39)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{\frac{1}{j\omega C_2}} = (V_A - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 \quad (2.40)$$

$$i_3 = (V_o + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 \quad (2.41)$$

$$i_3 = -\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.42)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.43)$$

$$\frac{Vi-VA}{R_1} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot Vo + (-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot Vo) \quad (2.44)$$

$$Vi = VA + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot Vo - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot Vo \quad (2.45)$$

$$Vi = Vo[1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)] \quad (2.46)$$

Sehingga,

$$\frac{Vo}{Vi} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)} \quad (2.47)$$

Pada LPF -40db/dec bahwa pada  $\omega = \omega_c$  maka nilai penguatan

$$\left| \frac{Vo}{Vi} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

Dan sudut padanya sama dengan  $-90^\circ$ . Supaya menghasilkan sudut  $+90^\circ$  maka nilai  $1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 = 0$  atau

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.48)$$

Dengan nilai  $R_1=R_2=R$  dan  $C_2=2 \cdot C_1$ , maka penurunan rumus untuk mencari *frekuensi cutoff* dari filter *low pass* adalah :

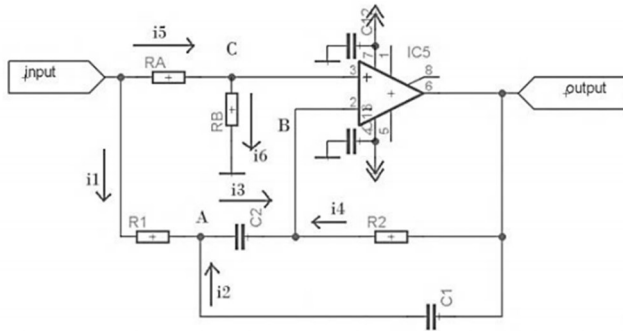
$$fc = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.49)$$

$$fc = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_1 \cdot 2C_1 \cdot R \cdot R}} = \frac{1}{2\pi \cdot C_1 \cdot R \sqrt{2}} = \frac{0.707}{2\pi \cdot C_1 \cdot R} \quad (2.50)$$

$$C_1 = \frac{0.707}{2\pi \cdot fc \cdot R} \quad (2.51)$$

## 2.8.4 Band Stop Filter

*Band stop filter* (BSF) adalah filter yang membuang/melemahkan amplitudo dari sinyal dengan lebar bidang frekuensi (*bandwidth*-B) tertentu yang dibatasi oleh frekuensi batas rendah ( $\omega_{cl}$ ), dan frekuensi batas atas ( $\omega_{ch}$ ), dan melewatkan frekuensi dibawah frekuensi batas rendah dan juga melewatkan frekuensi diatas frekuensi batas atas. Untuk konfigurasi rangkaian adalah pada Gambar 2.11.



Gambar 2. 13 Rangkaian BSF/Notch filter <sup>[10]</sup>

BSF digolongkan menjadi 2 macam, yaitu *filter* lebar pita sempit dan pita lebar. *Filter* pita sempit adalah *filter* yang mempunyai *Bandwidth* lebih kecil sepersepuluh frekuensi resonansinya ( $B < 0.1\omega_r$ ), sedangkan *filter* pita lebar mempunyai lebar bidang frekuensi lebih besar dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ( $B > 0.1\omega_r$ ). dimana pada saat frekuensi sama dengan frekuensi resonansi adalah penguatan minimum dari *filter* ( $A_r$ ). Perbandingan frekuensi resonansi dengan lebar bidang frekuensi dinamakan faktor kualitas (Q), *Filter* pita sempit mempunyai Q lebih dari 10 dan *filter* pita lebar mempunyai Q kecil dari 10. Apabila penguatan dari rangkaian naik  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0.707, maka ada dua buah frekuensi *cut-off* yaitu frekuensi *cut-off* rendah ( $\omega_{c_L}$ ) dan frekuensi *cut-off* atas ( $\omega_{c_H}$ ). Selisih dari frekuensi *cut-off* dinamakan B atau ( $B = \omega_{c_H} - \omega_{c_L}$ ).

$$Q = \frac{\omega_c}{B} \quad (2.52)$$

Hukum kirchoff 1 pada titik C,

$$i_5 = i_6 \quad (2.53)$$

$$V_B = V_C = \frac{R_B}{R_A + R_B} \cdot V_i \quad (2.54)$$

$$\frac{V_i - V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B} \quad (2.55)$$

$$\frac{V_i}{R_A} - \frac{V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B} \quad (2.56)$$

$$\frac{V_i}{R_A} = V_B \left( \frac{1}{R_B} + \frac{1}{R_A} \right) \quad (2.57)$$

$$V_B \left( \frac{R_A + R_B}{R_A R_B} \right) = \frac{V_i}{R_A} \quad (2.58)$$

Hukum kirchoff 1 pada titik B,

$$i_3 = i_4 \quad (2.59)$$

$$(V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 + \frac{V_o - V_B}{R_2} = 0 \quad (2.60)$$

$$V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{-V_o}{R_2} + \frac{V_B}{R_2} \quad (2.61)$$

$$V_A \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{-V_o}{R_2} + V_B \left( \frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{R_2} \right) \quad (2.62)$$

$$V_A = \frac{-V_o}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} + V_B \left( \frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} \right) \quad (2.63)$$

$$V_A = \frac{-V_o}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} + V_B \left( 1 + \frac{1}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} \right) \quad (2.64)$$

Hukum kirchoff 1 pada titik A,

$$i_1 + i_2 + i_3 \quad (2.65)$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} + (V_o - V_A)j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 \quad (2.66)$$

$$\frac{V_i}{R_1} - \frac{V_A}{R_1} + V_o j\omega \cdot C_1 - V_A \cdot j\omega \cdot C_1 - V_A \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.67)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \frac{V_A}{R_1} + V_A \cdot j\omega \cdot C_1 + V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.68)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \left( \frac{1}{R_A} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.69)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \left\{ \frac{-V_o}{j\omega R_2 C_2} + V_B \left( 1 + \frac{1}{j\omega R_2 C_2} \right) \right\} \cdot \left( \frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.70)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \left( j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2} \right) = V_B \left( 1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} \right) \left( \frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) - V_B j\omega \cdot C_2 \right) \quad (2.71)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \left( j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2} \right) = V_B \left[ \left( 1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_2} \right) \left( \frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) \right) - j\omega \cdot C_2 \right] \quad (2.72)$$

$$V_o \left( j\omega C_1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_2 C_1} \right) = V_B \left[ \left( 1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_2} \right) \left( \frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) - j\omega C_2 \right) - \frac{V_i}{R_1} \right] \quad (2.73)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left( \frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2} - j\omega C_2 \right)}{j\omega C_1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2}} \quad (2.74)$$

Jika  $C_1 = C_2 = C$  maka,

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left( \frac{1}{R_1} + j\omega C + \frac{1}{j\omega C R_1 R_2} + \frac{2}{R_2} \right)}{j\omega C + \frac{1}{j\omega C R_1 R_2} + \frac{1}{R_2}} \quad (2.75)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left( 1 + j\omega C \left( 1 + \frac{1}{j\omega C R_2} + \frac{2R_1}{R_2} \right) \right)}{j\omega C R_1 + \frac{1}{j\omega C R_2} + \frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.76)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left( 1 + j\omega C \left( 1 + \frac{1}{j\omega C R_2} + \frac{2R_1}{R_2} \right) \right)}{-j\omega C R_1 - \frac{1}{j\omega C R_2} - \frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.77)$$

$$A_{cl} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{R_B}{R_B + R_A} \left( \left( 1 - \frac{2R_1}{R_2} \right) + j \left( \frac{1}{\omega C R_2} - \omega C R_1 \right) \right)}{-\frac{2R_1}{R_2} - j \left( \frac{1}{\omega C} - \omega C R_1 \right)} \quad (2.78)$$

Frekuensi resonansi apabila bagian imajiner sama dengan nol

$$\frac{1}{\omega_r C R_2} - \omega_r \cdot C \cdot R_1 = 0 \quad (2.79)$$

$$\omega_r^2 \cdot C^2 \cdot R_1 \cdot R_2 = 1 \quad (2.80)$$

$$\omega_r^2 = \frac{1}{C^2 \cdot R_1 \cdot R_2} \quad (2.81)$$

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{C \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.82)$$

Penguatan pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi resonansi ( $A_r$ ) maka persamaan menjadi.

$$A_r = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left( -1 - \frac{2R_1}{R_2} \right)}{-\frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.83)$$

$$A_r = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left( \frac{-R_2 - 2R_1}{R_2} \right)}{-\frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.84)$$

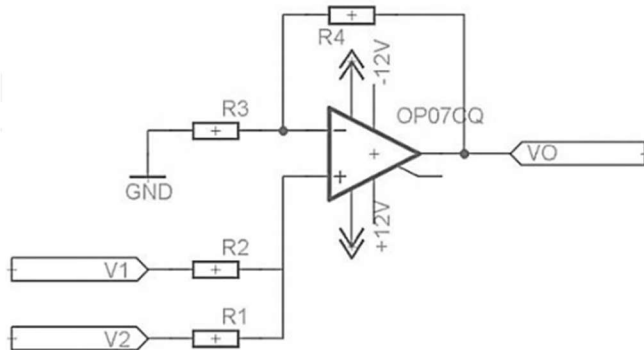
$$A_r = \frac{-R_2}{2R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left( \frac{R_2 + 2R_1}{2R_1} \right) \quad (2.85)$$

Apabila penguatan  $|A_{cl}|$  turun menjadi 0.707 maka dua buah frekuensi yaitu frekuensi *cut-off* bawah ( $\omega_{cL}$ ) dan frekuensi *cut-off* atas ( $\omega_{cH}$ ), lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) adalah:

$$B = \frac{2}{R2.C} \quad (2.86)$$

### 2.8.5 Penjumlah Tak-Membalik

Rangkaian adder atau penjumlah sinyal dengan *op-amp* adalah konfigurasi *op-amp* sebagai penguat dengan diberikan input lebih dari satu untuk menghasilkan sinyal output yang linier sesuai dengan nilai penjumlahan sinyal input dan faktor penguat yang ada. Pada umumnya rangkaian *adder*/penjumlah dengan *op-amp* adalah rangkaian penjumlah dasar yang disusun dengan penguat *inverting* atau *non inverting*. Konfigurasi pada Gambar 2.12.



Gambar 2. 14 Rangkaian penjumlah tak-membalik <sup>[10]</sup>

Untuk analisa dari rangkaian penjumlah dapat ditulis:

$$V_0 = V_0|_{V_1=0} + V_0|_{V_2=0} \quad (2.87)$$

$$V_0|_{V_1=0} = \left[ \frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V_1 \right] \cdot \left[ \frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.88)$$

$$V_0|_{V_2=0} = \left[ \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_2 \right] \cdot \left[ \frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.89)$$



Jika nilai  $R_1=R_2=R_3=R_4=R$ , maka Persamaan (2.86) adalah outputnya.

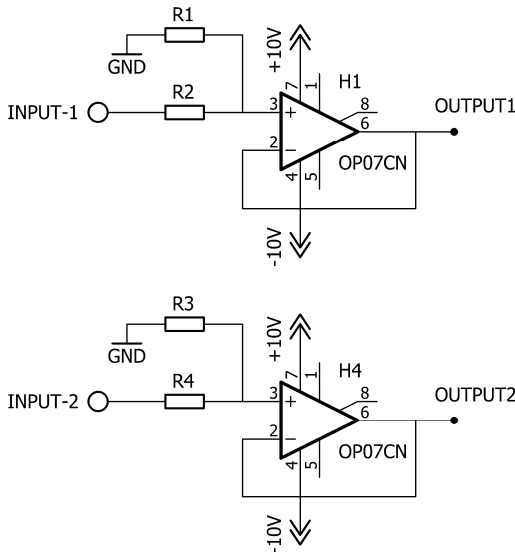
$$V_o = V_1 + V_2 \quad (2.90)$$

### 2.8.6 Pembagi Tegangan (Voltage Divider)

Rangkaian pembagi tegangan ini digunakan dikarenakan tegangan yang dihasilkan oleh instrumentasi EMG yang sudah terstimulasi sangat tinggi. Sehingga diperlukan penurunan tegangan agar dapat di masukan ke mikrokontroler, karena tegangan referensi dari mikrokontroler STM32F4 ialah 3,3V. Terdapat dua pembagi tegangan yang digunakan pada tugas akhir ini, yaitu pada masukan instrumentasi EMG dan keluaran instrumentasi EMG.

$$V_{output1} = \frac{R_2}{R_1} \cdot V_{input1} \quad (2.91)$$

$$V_{output2} = \frac{R_2}{R_1} \cdot V_{input2} \quad (2.92)$$

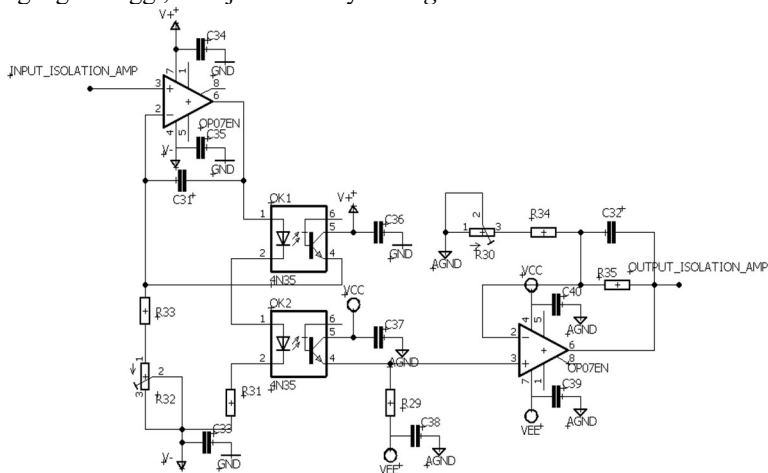


Gambar 2. 15 Rangkaian Pembagi Tegangan

## 2.9. Rangkaian Isolasi

Proteksi dari subyek selma pengukuran adalah salah satu hal terpenting yang perlu diperhatikan ketika menjalankan instrumentasi EMG. Aturan untuk ini sangatlah ketat, hanya arus kurang dari  $10\mu\text{A}$  yang boleh melewati subyek.

Bayangkan jika subyek secara tidak sengaja menyentuh tegangan tinggi, atau jika ia menyentuh *ground*.



Gambar 2. 16 Rangkaian *isolation amplifier* [14]

Selain itu, setiap instrument dapat memiliki arus bocor akibat dari ketidaksempurnaan isolasi *power supply* oleh *transformer*.

Jika arus bocor cukup tinggi, arus memataka dapat melewati tubuh subyek. Untuk mencegah resiko pada pasien, arus yang melewati tubuh subyek harus dijaga agar berada pada nilai terbatas. Cara utama untuk mengatasi arus bocor adalah dengan menggunakan *electrical insulation*.

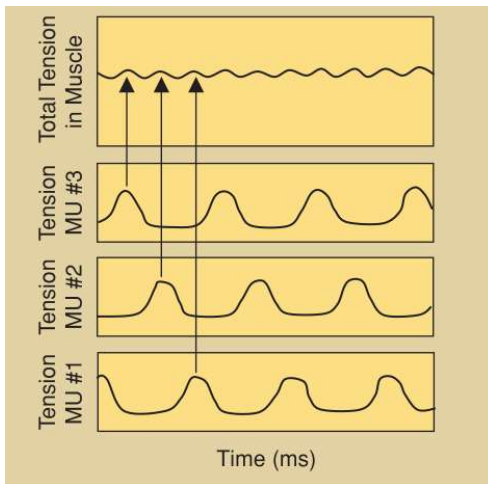
Rangkaian *electrical insulation* menyediakan impedansi tinggi dan arus bocor rendah antara bagian dari amplifier yang terhubung dengan subyek dan output rangkaian yang terhubung dengan peralatan monitoring. Rangkaian insulation melindungi penguat terhadap tegangan tinggi tak terduga yang bisa melewati subyek.

Teknik insulation secara umum ada dua yaitu :

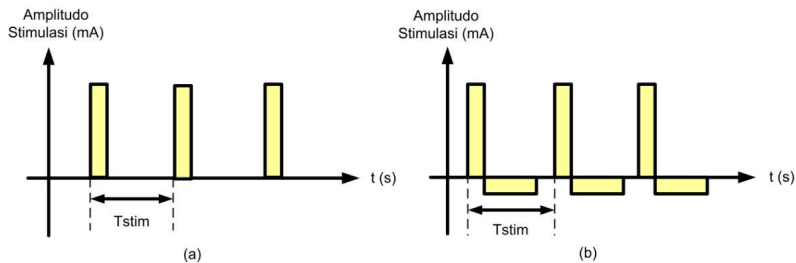
- Optical insulation dengan photocouplers, seperti pada gambar 2.13
- Magnetic insulation dengan transformers

## 2.10. Electrical Stimulation

Stimulasi listrik pada pengguna FES melibatkan induksi arus di motor neuron untuk menghasilkan kontraksi otot. Neuron menerima serangkaian pulsa elektrik pendek yang disampaikan dengan menggunakan elektroda. Elektroda ini dapat *transcutaneous* (ditempatkan pada permukaan kulit), *percutaneous* (melilit saraf yang menginnervate otot). Ketegangan yang dihasilkan pada otot tergantung dari intensitas dan frekuensi stimulasi. Intensitas stimulasi adalah fungsi dari muatan total yang ditransfer ke *motor unit* seperti pada Gambar 2.14, yang tergantung pada amplitudo pulsa, durasi, dan frekuensi. Bentuk pulsa dari sinyal listrik buatan bisa *monophasic* atau *biphasic* seperti pada Gambar 2.15.



Gambar 2. 17 Penjumlahan *tension* pada *motor unit* (Cherly dan Milos 2008)

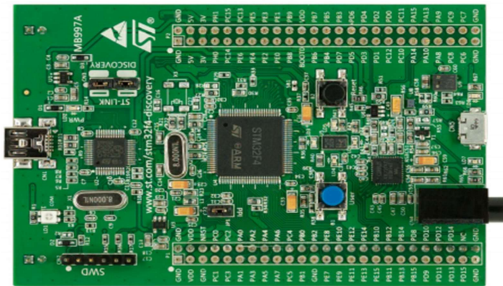


Gambar 2. 18 Bentuk tipikal pulsa stimulasi : (a) *Monophasic*, (b) *Biphasic*

Deretan pulsa yang digunakan untuk FES tipikalnya memiliki spesifikasi frekuensi 20 – 40 Hz, amplitudo arus 0 – 120 mA, dan durasi pulsa 0 – 300  $\mu$ S (Cheryl dan Milos, 2008). Maksimal amplitudo arus biasanya dibatasi sampai 70 mA agar tidak terjadi iritasi pada kulit. Namun, pembatasan ini bisa berbeda – beda untuk setiap sistem FES tergantung dari impedansi kulit dari pasien dimana impedansi kulit manusia memiliki range 1  $k\Omega$  - 10 $k\Omega$ . Penggunaan parameter sinyal stimulasi mempengaruhi gaya yang dihasilkan otot dan kelelahan otot (*muscle fatigue*).

## 2.11. Mikrokontroler STM32F4

STM32F4 discovery adalah modul dari ST Electronic berbasikan mikrokontroller arsitektur ARM 32bit dengan prosesor STM32F407VGT6 dan termasuk sebuah ST-LINK/V2 sebagai alat debug. mempunyai banyak fitur seperti digital accelerometer, ST MEMS digital microphone, audio DAC yang reintegrasi pengendali speaker kelas D, Led, tombol dan sebuah konektor USB OTG Micro-AB. Untuk Chip STM32F407VGT6 mempunyai banyak fitur yang dapat digunakan, seperti I/O, *Timer*, ADC, dan DMA. Kecepatan clock nya bisa mencapai 168Mhz sehingga memungkinkan untuk mengerjakan perintah program yang cukup yang panjang dalam cukup singkat. pada Gambar 2.16 merupakan fisik dari *Board STM32 discovery*:



Gambar 2. 19 STM32F4 discovery board (*Discovery kit for STM32F407/417 lines user manual.*)

STM32F4 memiliki 3 ADC didalamnya yaitu ADC1, ADC2, dan ADC3. Setiap ADC memiliki resolusi maximal 12 bit dan bisa diatur 10 bit, 8 bit atau 6 bit. Ada 16 pin (*channel*) yang tersedia untuk input sinyal analog dan tambahan tiga input untuk pengukuran suhu chip ( $V_{temp}$ ), tegangan referensi ( $V_{ref}$ ) dan tegangan baterai ( $V_{bat}$ ). ADC3 hanya terhubung dengan 8 *channel* sedangkan ADC1 dan ADC 2 terhubung 16 *channel* dan untuk  $V_{temp}$ ,  $V_{ref}$ , serta  $V_{bat}$  hanya terhubung ke ADC1 sebagai master. Tipe ADC yang terdapat pada internal STM32 adalah tipe Flash ADC, sehingga waktu konversi untuk setiap blok ADC bisa mencapai 0.5  $\mu s$ .

## 2.12. Komunikasi Serial

Terdapat dua cara komunikasi serial yaitu komunikasi data secara *asinkron* dan komunikasi data secara *sinkron*. Pada komunikasi data serial *sinkron*, *clock* dikirim bersama-sama dengan data serial, sedangkan pada komunikasi data serial *asinkron*, *clock* tidak dikirimkan bersama-sama data serial, tetapi dibangkitkan secara sendiri-sendiri (*receiver*). Pada IBM PC kompatibel port serialnya termasuk jenis *asinkron*. Komunikasi data serial ini dikerjakan oleh UART (*Universal Asynchronous Receiver / Transmitter*). IC UART dibuat khusus untuk mengubah data paralel menjadi data serial dan menerima data serial yang kemudian diubah kembali menjadi data paralel.

### 2.12.1 USB to Serial

USB to Serial merupakan modul yang berfungsi untuk mengubah komunikasi serial menjadi komunikasi USB. Dimana saat ini

keberadaan PC atau Laptop biasanya hanya dilengkapi port USB untuk berkomunikasi dengan peralatan lain. Modul ini berfungsi sebagai *virtual serial port*. Hampir semua peralatan yang dikoneksikan menggunakan USB dengan kecepatan rendah menggunakan komunikasi serial. Gambar 2.19 merupakan USB DB9 dimana didalamnya terdapat modul USB to serial yang sudah terintegrasi.



Gambar 2. 20 USB Adapter

## BAB III PERANCANGAN SISTEM

### 3.1 Diagram Blok Sistem

Secara umum, sistem terdiri atas perangkat lunak (*software*) sebagai *interface* dan perangkat keras (*hardware*) yang terdiri dari modul *master*, modul *slave*, serta instrumentasi EMG. Pada modul master terdapat mikrokontroler STM32F4 sebagai akuisisi sinyal EMG dan sensor gaya, serta perlintasan pengiriman data *boostthigh* ke modul slave. Sedangkan modul slave terdapat stimulator. Gambar 3.1 menunjukkan diagram blok dari sistem.

Perangkat keras pada sistem terdiri dari beberapa blok rangkaian yang melakukan proses penguatan, pem-*filter*-an, dan komunikasi dengan Laptop / PC. Perangkat keras pada sistem adalah sebagai berikut :

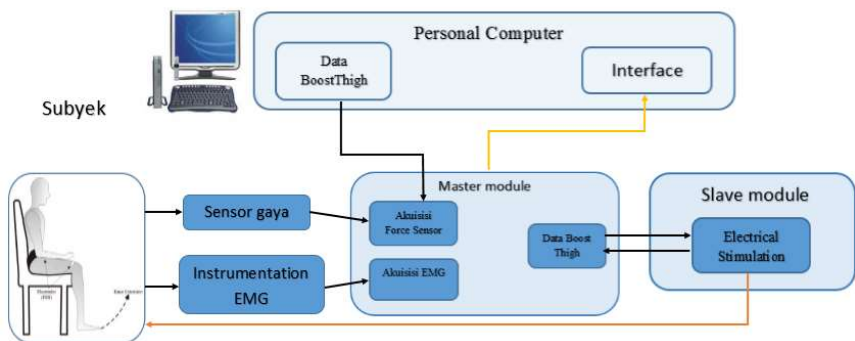
- Instrumentation amplifier  
Pada blok rangkaian ini, sinyal EMG akan dikuatkan sebesar 10000x. Tidak hanya itu, konfigurasi rangkaian ini dapat menghilangkan *noise* dengan fase yang sama.
- Filter – fliter analog  
Pada blok ini, filter akan digunakan untuk menghilangkan sinyal – sinyal yang tidak diinginkan sehingga didapatkan sinyal EMG yang sesuai dengan rentang frekuensinya, yaitu berkisar 20 – 500Hz. Pada filter pertama terdapat filter *high pass* dengan *cut-off* 20 Hz yang berfungsi sebagai peredam sinyal dibawah 20 Hz. Setelahnya terdapat *notch filter/band stop filter* dengan frekuensi *cut-off* 50 Hz yang difungsikan sebagai perdam frekuensi jala – jala listrik PLN. Selanjutnya terdapat filter *low pass* dengan *cut – off* 500 Hz yang berfungsi sebagai peredam sinyal diatas 500 Hz.
- Adder amplifier  
Adder ini digunakan untuk menaikkan level tegangan sinyal EMG sebelum dikonversi menjadi sinyal digital.
- Isolation amplifier  
Rangkaian ini digunakan untuk mengisolasi antara blok instrumentasi dengan blok pada Laptop / PC/ selain itu rangkaian ini juga difungsikan sebagai penguat dengan penguatan maksimal 11x.
- Mikrokontroler STM32F4

Mikrokontroler STM32F4 ini berfungsi sebagai proses ADC (*analog to digital converter*) serta komunikasi serial dengan Laptop / PC dan juga sebagai penghasil stimulus dari sistem FES.

- Mikrokontroler STM32F1  
Mikrokontroler STM32F1 ini berada pada modul *slave* yang berfungsi sebagai stimulator yang menerima data dari modul *master*.

Sedangkan perangkat lunak dari sistem ini terbagi dua, yaitu :

- Perangkat lunak pada mikrokontroler  
Pada mikrokontroler, perangkat lunak yang dirancang berfungsi untuk melakukan proses ADC dan komunikasi serial. Selain itu, blok ini juga digunakan sebagai pengatur pemberian stimulus dari sistem FES.
- Perangkat lunak pada Laptop/PC  
Pada Laptop/PC, perangkat lunak dirancang untuk mengetahui sinyal EMG serta torsi dari sensor gaya.



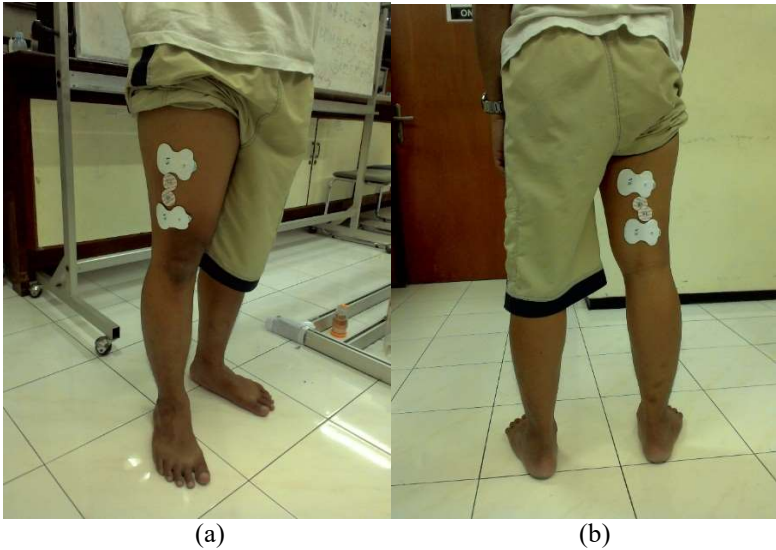
Gambar 3. 1 Diagram blok sistem

### 3.2 Posisi Elektroda untuk *knee joint*

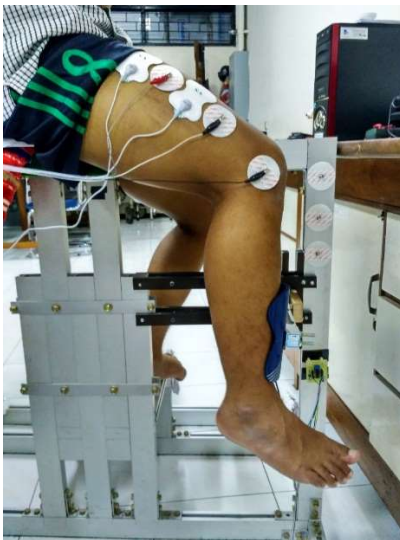
Data sinyal EMG diambil dengan menggunakan elektroda tipe *non-invasive electrode* atau elektroda permukaan yang terhubung pada otot untuk menggerakkan *knee-joint* pada kaki.

Posisi penempatan elektroda pada otot kaki untuk menggerakkan *knee-joint* dapat dilihat pada Gambar 3.2.





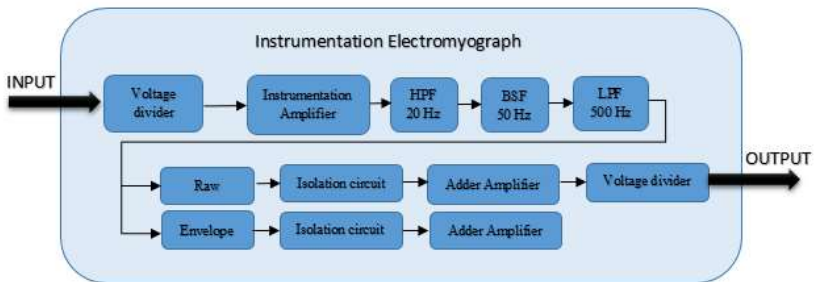
Gambar 3. 2 Peletakan Elektroda pada kaki, (a) *rectus femoris* dan *vastus* (b) *biceps femoris long head* dan *biceps femoris short head*



Gambar 3. 3 Posisi kaki pada saat pengambilan data *knee-joint extension*

### 3.3 Perancangan Perangkat Keras

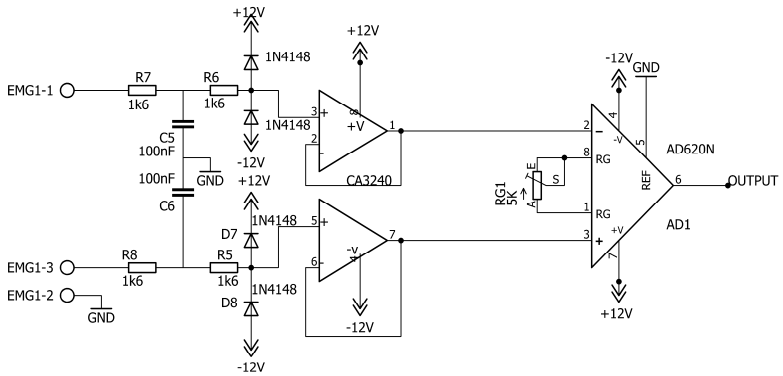
Perangkat keras dari sistem terdiri dari rangkaian – rangkaian elektronika yang berfungsi untuk menangkap sinyal EMG, menghilangkan sinyal lain yang tidak diinginkan dan mengirimkan hasilnya ke Laptop / PC agar dapat diolah dengan menggunakan perangkat lunak. Perangkat keras ini berupa *instrumentation amplifier*, *low pass filter*, *band stop filter/notch filter*, *adder amplifier*, *isolation amplifier*, dan mikrokontroler STM32F4.



Gambar 3. 4 Diagram blok Instrumentasi EMG

#### 3.3.1 Perancangan Instrumentation Amplifier

Instrumentation amplifier dasar terdiri atas tiga buah op amp, dimana op amp pertama dan kedua digunakan untuk menguatkan sinyal input pada kedua op amp. Konfigurasi penguatan dari kedua op amp adalah *non-inverting*, output dari kedua op amp tersebut akan menjadi input untuk op amp ketiga yang berfungsi sebagai *differential amplifier*. Namun, pada tugas akhir ini digunakan IC AD620, dimana satu IC tersebut sudah mewakili tiga op amp tersebut. Instrumentasi dibutuhkan agar mampu menguatkan sinyal otot yang memiliki amplitudo pada skala  $\mu\text{V}$  sama  $\text{mV}$ .



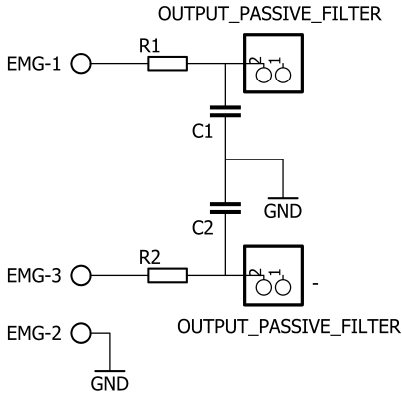
Gambar 3. 5 Rangkaian Instrumentasi Amplifier dengan *passive filter*

Pada bagian *protection circuit*, terdapat filter *low pass* pasif dengan frekuensi *cut-off* 1000Hz, dimana ditentukan nilai kapasitor ialah 100nF maka,

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

$$1000 \text{ Hz} = \frac{1}{2 \times \pi \times 100 \text{ nF} \times R} \quad (3.2)$$

$$R = 1587 \, \Omega \quad (3.3)$$

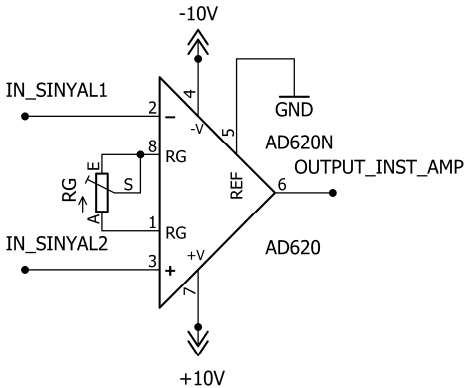


Gambar 3. 6 Low Pass Filter Passive

Sedangkan pada bagian penguat, besar penguatan dari desain instrumentation amplifier diatur dengan memutar potensiometer RG pada AD620. Sinyal EMG yang memiliki amplitudo dengan skala uV, maka penguatan diatur hingga  $\pm 10000$  kali.

$$10000 = \frac{49.4k\Omega}{RG} + 1 \quad (3.4)$$

$$RG = 4.94\Omega \quad (3.5)$$



Gambar 3. 7 Instrumentation Amplifier

### 3.3.2 Perancangan Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz

Rangkaian HPF yang dirancang adalah filter *butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini digunakan untuk mereduksi sinyal DC drift yang mempunyai frekuensi rendah. Konfigurasi rangkaian seperti pada Gambar 3.6. Rentang sinyal EMG sendiri frekuensi terendahnya adalah 20 Hz. Berdasarkan Persamaan (2.33), jika nilai  $C_2=C_1=470\text{nF}$ , maka dapat dihitung nilai resistansi  $R_1$  dan dapat ditentukan juga  $R_2$  setengah dari  $R_1$ :

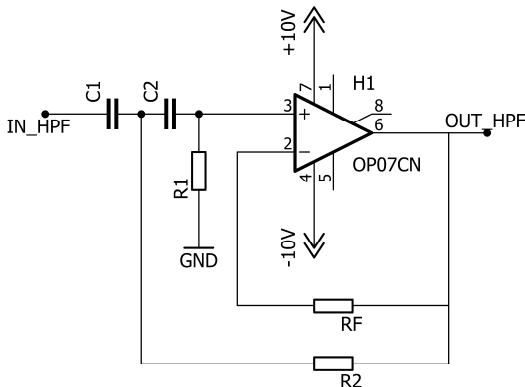
$$R_1 = \frac{1,414}{f_c \cdot 2\pi \cdot C} \quad (3.6)$$

$$R_1 = \frac{1,414}{20 \text{ Hz} \cdot 2\pi \cdot 470 \cdot 10^{-9}} \quad (3.7)$$

$$R_1 = 23953,11 \approx 24\text{k}\Omega \quad (3.8)$$

$$R_2 = \frac{1}{2} R_1 \quad (3.9)$$

$$R_2 = \frac{1}{2} \cdot 24\text{k}\Omega = 12\text{k}\Omega \quad (3.10)$$



Gambar 3. 8 Rangkaian *High Pass Filter* 40dB/dec 20 Hz

### 3.3.3 Perancangan Rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz

Rangkaian LPF yang dirancang adalah filter *butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini berfungsi untuk mereduksi

sinyal yang berasal dari interferensi gelombang RF dan untuk menghindari anti aliasing pada saat di sampling. Konfigurasi rangkaian terdapat pada Gambar 3.7.

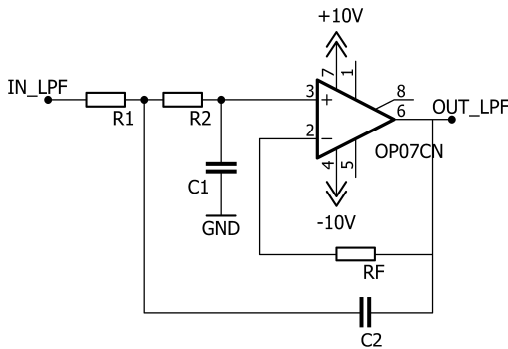
Rentang frekuensi tertinggi dari sinyal EMG itu sendiri secara keseluruhan adalah 500 Hz. Berdasarkan Persamaan (2.50), jika nilai  $R_1=R_2=10k\Omega$ , maka dapat dihitung nilai kapasitansi  $C_2$  sama dengan dua kali nilai  $C_1$ :

$$C_1 = \frac{0,707}{2\pi \cdot f_c \cdot R} \quad (3.11)$$

$$C_1 = \frac{0,707}{2\pi \cdot 500 \text{ Hz} \cdot 10k\Omega} = 0,2251 \cdot 10^{-7} = 22 \cdot 10^{-9} = 22\text{nF} \quad (3.12)$$

$$C_2 = 2 \cdot C_1 = 2 \cdot 22\text{nF} = 44\text{nF} \approx 47\text{nF} \quad (3.13)$$

Karena kapasitor yang berada dipasaran tidak ada dalam rentang perhitungan, maka ditentukan nilai kapasitor yang mendekati yaitu 47nF.



Gambar 3. 9 Rangkaian *Low Pass Filter* -40dB/dec 500 Hz

### 3.3.4 Perancangan Rangkaian BSF +40dB/dec 50 Hz

Rangkaian BSF berfungsi untuk mereduksi sinyal yang berasal dari inteferensi sinyal jala – jala dengan frekuensi 50 Hz. Konfigurasi rangkaian seperti Gambar 3.8. Pada perancangan ini digunakan nilai Q sama dengan 5 agar memiliki lebar pita yang tidak terlalu sempit, dikarenakan nilai hasil perhitungan komponen yang didapat tidak akan sama persis, sehingga memerlukan nilai pendekatan. Maka dari itu digunakan filter pita lebar dengan nilai  $Q < 10$ . Berdasarkan Persamaan

(2.51) dapat dicari *bandwidth*-nya. Nilai kapasitansi dari rangkaian, jika  $C=10\text{nF}$ , maka dihitung nilai resistansinya ( $R_2$ ).

$$Q = \frac{\omega_c}{B} = \frac{2\pi \cdot f_c}{B} \quad (3.14)$$

$$B = \frac{2\pi \cdot f_c}{Q} = \frac{2\pi \cdot 50}{5} = 62,8 \approx 63 \quad (3.15)$$

Berdasarkan persamaan (2.85), maka dapat dihitung  $R_2$ ,

$$B = \frac{2}{R_2 \cdot C} \quad (3.16)$$

$$R_2 = \frac{2}{B \cdot C} = \frac{2}{63 \cdot 10\text{nF}} = 0,0317460 \cdot 10^8 = 3,2\text{M}\Omega \approx 3,3\text{M}\Omega \quad (3.17)$$

Dengan mensubstitusi persamaan (2.51) dan (2.81) maka dapat dicari resistansinya ( $R_1$ ),

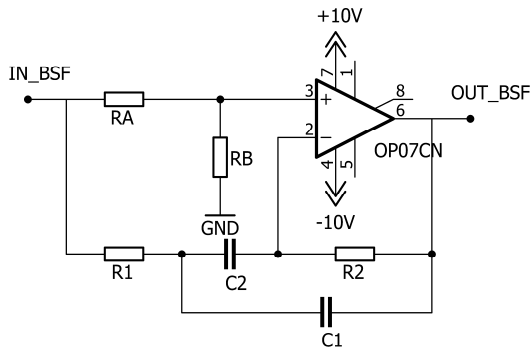
$$Q = \frac{\omega_c}{B} \quad (3.18)$$

$$Q \cdot B = \omega_c \quad (3.19)$$

$$Q \cdot \frac{2}{R_2 \cdot C} = \frac{1}{C \sqrt{R_1 \cdot R_2}} \quad (3.20)$$

$$\frac{4Q^2}{R_2^2} = \frac{1}{R_1 \cdot R_2} \quad (3.21)$$

$$R_1 = \frac{R_2}{4 \cdot Q^2} = \frac{3,3\text{M}\Omega}{4 \cdot 5^2} = 3,3 \cdot 10^4 = 3,3\text{k}\Omega \quad (3.22)$$



Gambar 3. 10 Rangkaian *Band Stop Filter* -40dB/dec 50 Hz

### 3.3.5 Perancangan Rangkaian Penjumlah Tak – membalik

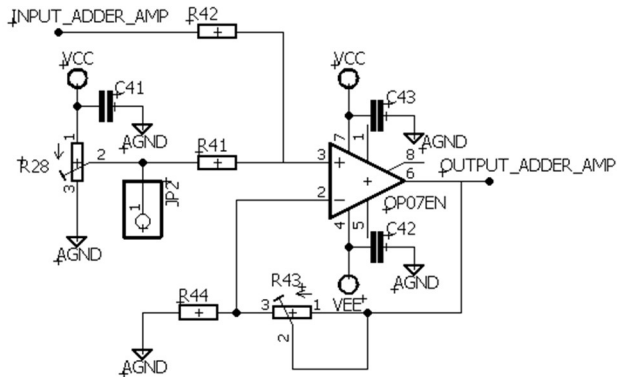
ADC internal ARM memiliki range tegangan 0 – 3 volt. Sedangkan sinyal EMG memiliki nilai negatif yang tidak dapat dibaca oleh ADC internal ARM tersebut. Oleh karena itu, digunakan rangkaian penjumlah atau juga sering disebut rangkaian *offset* sehingga semua sinyal EMG dapat tercuplik dari puncak bawah sampai dengan *peak* sinyal. Maka rangkaian penjumlah ini berada pada *stage* bagian akhir sebelum masuk ke *Analog to Digital Converter* (ADC) internal ARM. Rangkaian dapat dilihat pada Gambar 3.11. Berdasarkan Persamaan (2.89) dapat dicari nilai masing – masing tahanan pada rangkaian ini, jika nilai  $R=10\text{k}\Omega$ , maka nilai  $R_1, R_2, R_3, R_4$  adalah  $10\text{k}\Omega$ .

$$V_o = V_1 + V_2 \quad (3.23)$$

$V_o$  adalah tegangan yang akan disampling oleh ADC,  $V_1$  adalah output dari BSF,  $V_2$  adalah tegangan *adder*. Untuk memaksimalkan *range* tegangan pada ADC, nilai tegangan *adder* adalah setengah nilai maksimal atau sama dengan nilai 1,5 Volt. Sehingga persamaan menjadi:

$$V_o = V_1 + 1,5 \text{ volt} \quad (3.24)$$





Gambar 3. 11 Rangkaian penjumlah tak membalik

### 3.3.6 Perancangan Rangkaian *linear envelope*

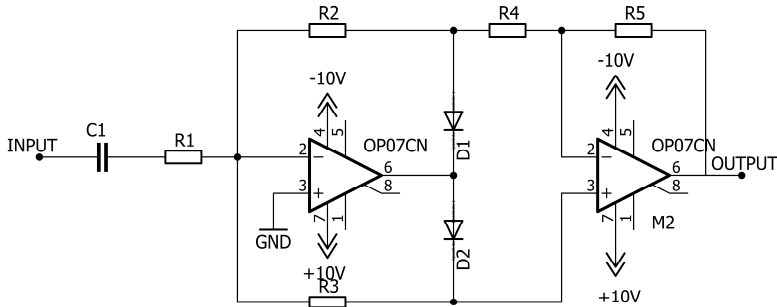
#### 3.3.6.1. Perancangan Rangkaian Penyearah

Rangkaian penyearah berfungsi untuk meloloskan sinyal EMG dengan polaritas positif dan mengubah sinyal EMG yang memiliki polaritas negatif menjadi sinyal yang memiliki polaritas positif. Sehingga dihasilkan sinyal dengan polaritas positif pada keseluruhan sinyal EMG yang direkam. Konfigurasi rangkaian seperti pada Gambar 3.10.

$$R1 = R2 = R3 = R4 = R \quad (3.25)$$

Dalam perancangan rangkaian penyearah ini, akan dipilih nilai R sebesar:

$$R = 150 \, \Omega \quad (3.26)$$



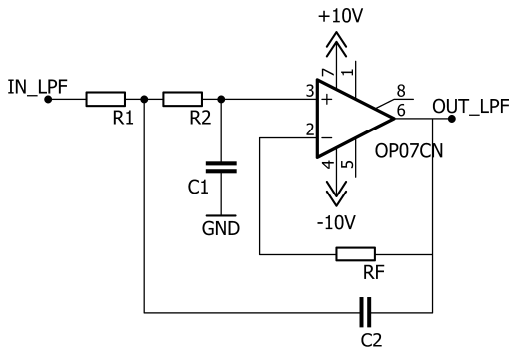
Gambar 3. 12 Rangkaian Penyearah

### 3.3.6.2. Perancangan Rangkaian LPF -20dB/dec 2Hz

Setelah dilakukan penyearah terhadap sinyal EMG yang direkam, selanjutnya adalah rangkaian LPF -20 dB dengan frekuensi yang sangat rendah. Dalam penelitian ini dipilih LPF -20dB dengan frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz. Dengan mem-*filter* sinyal EMG yang telah di searahkan, rangkaian ini akan menghasilkan *linear envelope* dari sinyal EMG. Konfigurasi rangkaian penyearah seperti pada Gambar 3.11. dengan frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz, berdasarkan Persamaan (2.50) jika nilai  $C_2=44\text{nF}$  dan  $C_1=22\text{nF}$ . Nilai komponen ini dipilih dari perancangan filter LPF dengan *cut-off* 500Hz agar memudahkan untuk pencarian komponen yang ada dipasaran, maka dapat dihitung nilai resistansi  $R_1=R_2=R$ :

$$C_1 = \frac{0,707}{2\pi \cdot f_c \cdot R} \quad (3.27)$$

$$R = \frac{0,707}{2\pi \cdot f_c \cdot C_1} = \frac{0,707}{2\pi \cdot (2\text{Hz}) \cdot (22\text{nF})} = 2,6\text{M}\Omega \approx 2,7\text{M}\Omega \quad (3.28)$$



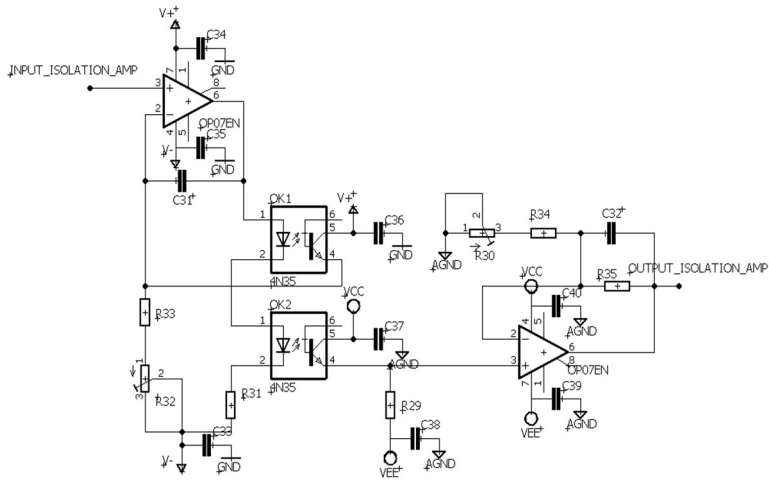
Gambar 3. 13 Rangkaian LPF -20dB/dec 2 Hz

### 3.3.7 Isolation Amplifier

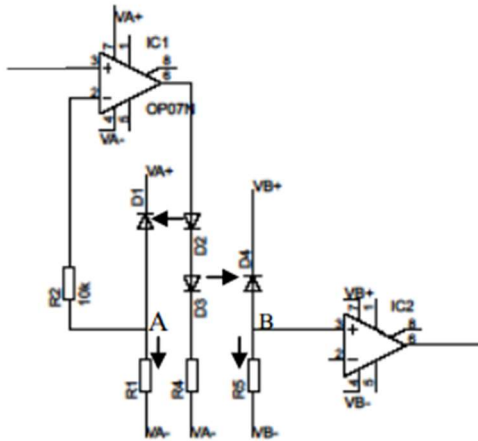
Pada tugas akhir ini, rangkaian pengisolasi antara instrumentasi EMG dengan Laptop / PC dirancang agar subyek yang diukur aman. Desain rangkaian *isolation amplifier* yang digunakan adalah tipe *optical insulation*. Dimana *optical insulation* adalah sistem paling sederhana dalam kasus sinyal non sinusoidal. Optocoupler digunakan untuk mentransmisikan sinyal antara kedua rangkaian yang secara elektrik terpisah.

Pada desain rangkaian Gambar 3.12, diketahui bahwa sebenarnya optocoupler OK2 yang bertindak sebagai isolasi elektrik dan transmisi optik dari sinyal antara kedua rangkaian yang terpisah. Oleh karena itu, optocoupler adalah komponen yang tidak linear (hal ini dikarenakan peralatan optik seperti led adalah komponen non linear) maka dibutuhkan optocoupler lain yaitu OK1 sebagai *feedback* dan korekso ketidak-linearitan.

Pada desain rangkaian op amp IC1 berfungsi sebagai pengontrol kedua optocoupler dan berfungsi sebagai penerima sinyal input dan penerima sinyal *feedback* dari optocoupler OK1. Sedangkan op amp IC2 berfungsi sebagai penguat sinyal dari OK2. Diagram kelistrikan rangkaian yang lebih sederhana ditunjukkan pada Gambar 3.13.



Gambar 3. 14 Desain rangkaian *isolation amplifier*



Gambar 3. 15 Diagram *isolation amplifier*

Arus pada  $I_A$  dan  $I_B$  dapat diturunkan sebagai berikut :

$$I_A = \frac{V_a}{R1} = \frac{V_i}{R1} \quad (3.29)$$

$$I_B = \frac{V_b}{R5} = \frac{V_o}{K} \cdot \frac{1}{R5} \quad (3.30)$$

Dimana

$$I_A = I_B \quad (3.31)$$

Sehingga

$$V_o = K \cdot \frac{R_5}{R_1} \cdot V_i \quad (3.32)$$

Output tegangan pada  $V_o$  adalah proporsional terhadap input tegangan  $V_i$ . Konstanta proporsional tergantung pada resistansi luar  $R_1$  dan  $R_5$  serta independen terhadap optocoupler itu sendiri. Sesuai dengan namanya, rangkaian *isolation amplifier* memiliki penguatan, dimana penguatan yang dirancang tergantung dari  $R_{23}$ , dimana penguatan dari rangkaian ini adalah:

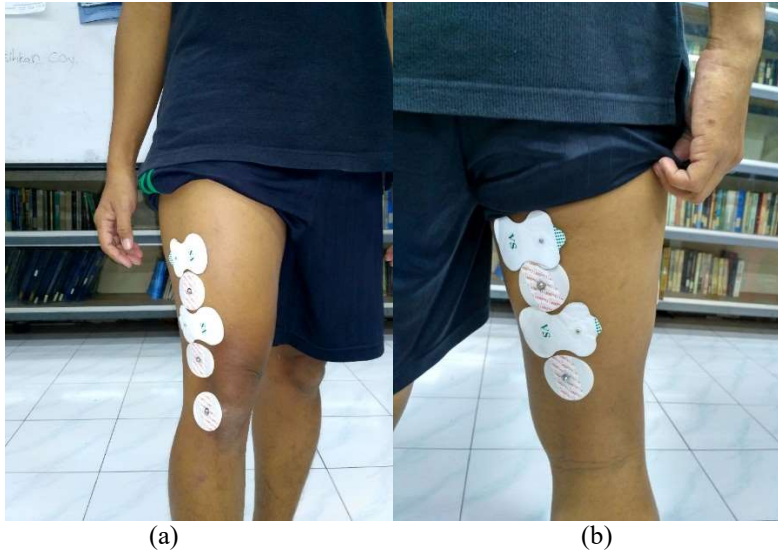
$$Gain \text{ max} = 1 + \frac{R_6}{R_7 + R_{23}} = 1 + \frac{10k}{0+1k} = 11x \quad (3.33)$$

$$Gain \text{ min} = 1 + \frac{R_6}{R_7 + R_{23}} = 1 + \frac{10k}{5k+1k} = 2.6x \quad (3.34)$$

Multiturn  $R_8$  digunakan sebagai pengatur level dari output OK2, dimana pada saat sinyal input tidak ada, maka tegangan output adalah nol.

### 3.3.8 Perancangan Electrical Stimulation

Posisi *electrical stimulation* ditunjukkan pada Gambar 3.14. seperti yang telah dibahas di Bab II, bahwa ketegangan yang dihasilkan pada otot tergantung pada intensitas dan lama waktu stimulasi. Intensitas stimulasi adalah fungsi dari muatan total yang ditransfer ke otot, tergantung pada spesifikasi dari sinyal keluaran dari rangkaian *electrical stimulaion* yaitu amplitudo, lebar pulsa, frekuensi, dan bentuk pulsa.

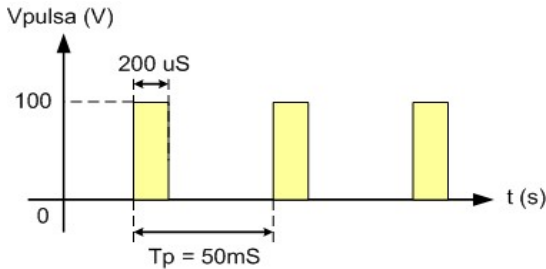


Gambar 3. 16 Posisi *electrical stimulation* (a) gerak ekstensi dan (b) gerak fleksi

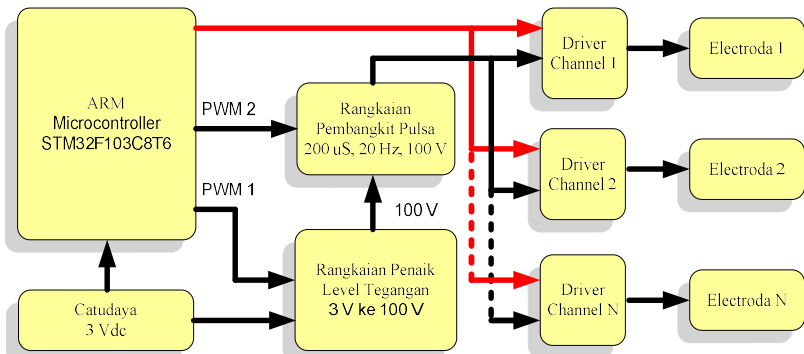
Spesifikasi sinyal keluaran dari rangkaian *electrical stimulator* yang digunakan dalam tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

- Bentuk pulsa *monophasic*
- Tegangan maksimum 100 V
- Lebar pulsa 200  $\mu$ S
- Frekuensi pulsa 20 Hz

Bentuk sinyal keluaran ditunjukkan pada Gambar 3.15. berdasarkan spesifikasi yang telah ditentukan, rangkaian *electrical stimulator* dirancang menjadi tiga bagian, bagian pertama adalah rangkaian penaik level tegangan yang berfungsi untuk menaikkan level tegangan 3 V menjadi 100 V. Bagian kedua adalah rangkaian pembangkit pulsa yang berfungsi membangkitkan pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100 V. Bagian ketiga adalah rangkaian *driver channel* atau rangkaian *switching* yang berfungsi sebagai pengendali atau pemutus aliran stimulus. Diagram blok rangkaian *stimulator* ditunjukkan pada Gambar 3.16.



Gambar 3. 17 Bentuk sinyal keluaran rangkaian *electrical stimulator*

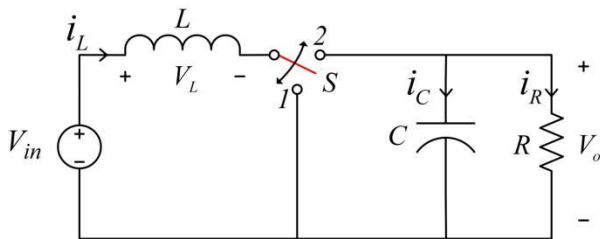


Gambar 3. 18 Diagram blok rangkaian *electrical stimulator*

### 3.3.9.1 Rangkaian Peningkat Level Tegangan

Rangkaian peningkat level tegangan direalisasikan menggunakan *non-isolated boost converter* karena kemudahan dalam desain dan penggunaan komponen yang sedikit sehingga perangkat yang dihasilkan bisa berukuran kecil dan ringan. *Boost converter* adalah konverter yang menghasilkan tegangan keluaran yang lebih besar dari tegangan sumber atau masukannya. Untuk menggantikan rangkaian saklar, digunakan transistor dan diode sebagai *switching*. Transistor yang digunakan harus memiliki tegangan *drop forward* yang rendah dan tegangan *breakdown* yang tinggi. Spesifikasi transistor yang digunakan ialah :

- Tegangan VCE harus lebih besar dari V output maksimum rangkaian
- Arus maksimum transistor harus lebih besar dari lebih besar dari arus output maksimum rangkaian



Gambar 3. 19 Rangkaian dasar *non-isolated boost converter*

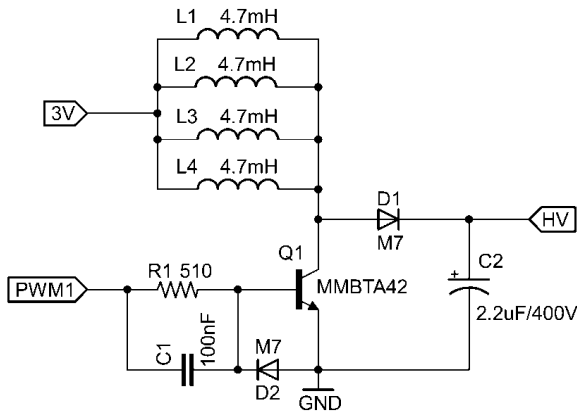
Pada penelitian sebelumnya sudah dilakukan perhitungan nilai komponen dan pemilihan komponen, yang juga sudah dilakukan pengujian pada rangkaian. Untuk skema rangkaian beserta komponen yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 3.18. Pada *boost converter lowpass filter* RC seperti pada Gambar 3.19, agar tegangan output *boost converter* bisa dimonitor dan diproses oleh mikrokontroler. Dengan menggunakan nilai komponen seperti pada Gambar 3.19, nilai tegangan maksimum yang dibaca oleh ADC dapat dihitung menggunakan Persamaan (3.16) dan frekuensi *cutoff* dari rangkaian RC berkisar 10KHz.

$$V_{sense} = \frac{R_3}{R_3 + R_2} V_{HV} \quad (3.35)$$

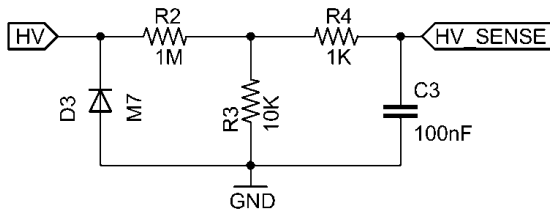
$$V_{sense} = \frac{10 \cdot 10^3}{10 \cdot 10^3 + 1 \cdot 10^6} 100 \text{ V} \quad (3.36)$$

$$V_{sense} = 0.99 \text{ V} \quad (3.37)$$





Gambar 3. 20 Rangkaian *boost converter* hasil desain



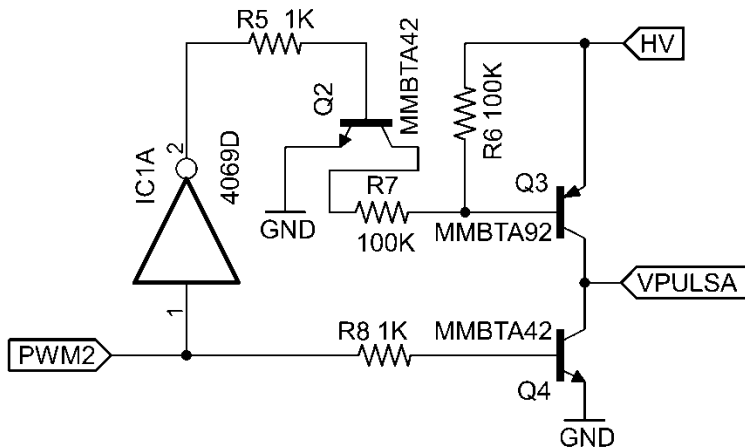
Gambar 3. 21 Rangkaian *feedback boost converter*

Dengan adanya rangkaian *feedback* ini, amplitudo dari pulsa stimulus dapat diketahui dan bisa digunakan untuk pemetaan input untuk sistem kontrol. Dari rangkaian pada Gambar 3.18 bisa dilihat terdapat induktor yang diparalel. Hal ini dilakukan agar kemampuan menyimpan energi lebih besar sehingga panas yang disebabkan disipasi daya bisa dikurangi serta dengan melakukan parallel pada induktor, nilai induktansi akan lebih kecil sehingga *switching frequency* bisa mencapai 20 KHz.

### 3.3.9.2 Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100 V

Rangkaian yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 3.20. Rangkaian ini menggunakan rangkaian *half H-bridge*. Prinsip kerja dari rangkaian untuk menghasilkan pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz yaitu menggunakan tipe transistor Q3 dan Q4 yang berbeda dimana Q3 menggunakan PNP dan Q4 menggunakan NPN. Kedua kaki basis pada transistor Q3 dan

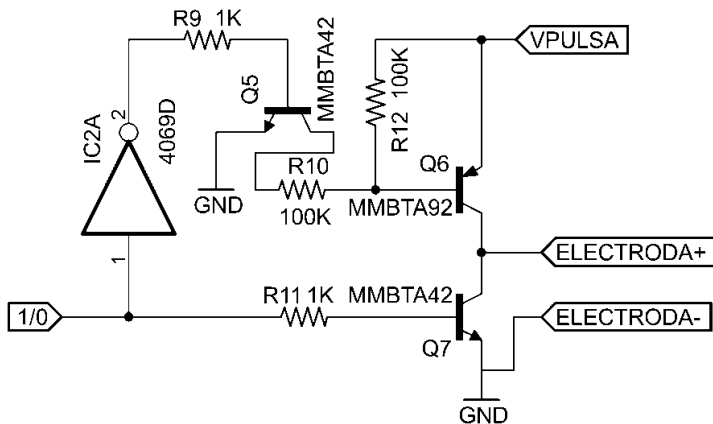
Q4 dihubungkan sehingga ketika kaki basis diberi logika 1 maka transistor Q4 aktif dan Q3 tidak aktif dan sebaliknya ketika kaki basis diberi logika 0 maka transistor Q4 tidak aktif dan Q3 aktif. Pada rangkaian ditambahkan kombinasi dari ic inverter dan transistor Q2 karena tegangan **VBC** pada transistor Q3 sangat besar ketika Q4 aktif. Jika kombinasi ini tidak dilakukan maka dikhawatirkan akan merusak mikrokontroler dan juga dengan adanya ic inverter, penggunaan pin mikrokontroler bisa diminimalisasi.



Gambar 3. 22 Rangkaian pembangkit pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100 V.

### 3.3.9.3 Rangkaian *Driver Channel*

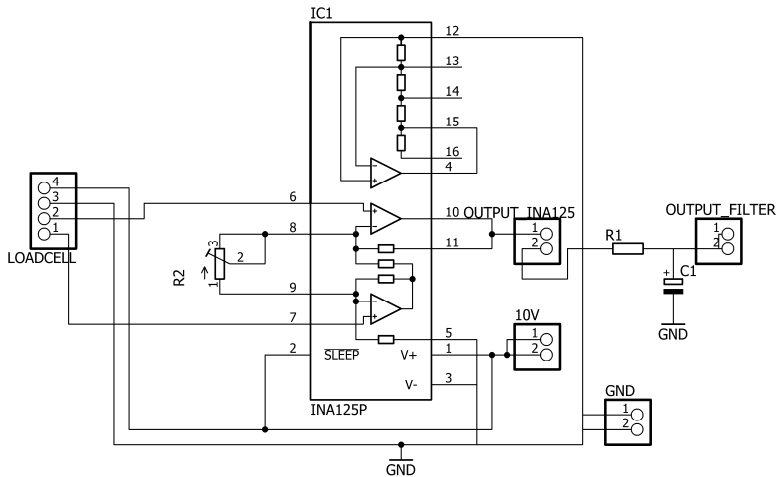
Rangkaian *driver channel* ditunjukkan pada Gambar 3.21. Rangkaian ini sama dengan rangkaian pembangkit pulsa dengan jenis dan nilai komponen serta prinsip kerja yang sama. Rangkaian ini dipilih untuk menghindari penggunaan *solid state relay* yang cenderung berukuran besar. Selain itu mempermudah disain dan evaluasi rangkaian. Perbedaan rangkaian ini dengan rangkaian pembangkit pulsa adalah pada sinyal masukan yang digunakan. Pada rangkaian pembangkit pulsa sinyal input berupa sinyal pwm yang dibangkitkan oleh mikrokontroler sedangkan pada rangkaian *driver channel*, sinyal input berupa sinyal *on/off* atau “1” (logika *high*) atau “0” (logika *low*).



Gambar 3. 23 Rangkaian *driver channel*

### 3.3.9 Perancangan Sensor Gaya untuk Justifikasi

Sensor gaya digunakan sebagai justifikasi dari sinyal EMG yang mengalami kelelahan otot (*muscle fatigue*). Pada tugas akhir ini sensor gaya yang digunakan adalah *load cell*. Kalibrasi dan karakterisasi *load cell* dapat dilakukan baik secara analog maupun digital. Kalibrasi secara analog merujuk pada sinyal keluaran, yang umumnya berupa tegangan diukur langsung dengan peralatan dalam format analog. Proses kalibrasi digital sinyal keluaran diukur dengan instrumen yang telah mengintegrasikan peralatan digital.



Gambar 3. 24 Rangkaian *load cell*

Keluaran tegangan dari *load cell* memiliki orde kecil yaitu kisaran milivolt sehingga diperlukan penguatan dengan menggunakan rangkaian *instrumentation amplifier* yang konfigurasinya telah terdapat pada IC INA125P. Hasil penguatan tegangan dari rangkaian *instrumentation amplifier* ditentukan berdasarkan besarnya nilai resistor  $R_2$  yang dihubungkan pada pin 8 dan 9 dari INA125P.

Rangkaian *load cell* ini dilengkapi dengan rangkaian *low pass filter* untuk menghilangkan *noise* yang akan timbul dari *load cell* yang digunakan. Konfigurasi rangkaian *low pass filter* berdasarkan Gambar 3.22 yaitu menggunakan resistor  $R_1$  dan kapasitor  $C_1$ . Frekuensi *cutoff* yang dihasilkan dari rangkaian *low pass filter* ditunjukkan oleh persamaan (3.38).

$$f_c = \frac{1}{2\pi R} \quad (3.38)$$

Parameter fundamental dari *strain gauge* adalah sensitivitas dari *strain*, diekspresikan secara kuantitatif sebagai *gauge factor* (GF). *Gauge factor* didefinisikan sebagai rasio dari pembagian perubahan dalam resistansi dengan pembagian perubahan dari panjangnya (*strain*):

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = \frac{\Delta R/R}{\epsilon} \quad (3.39)$$

Divais yang menggunakan prinsip *strain gauge* secara internal yang sering digunakan untuk pengukuran massa adalah *load cell*. Bentuk

dari *load cell* dapat dilihat pada Gambar 3.24. Perancangan mekanik dari sensor gaya tersebut dapat dilihat pada gambar 3.25.



Gambar 3. 25 *Load cell* model CZL601

### 3.4 Perancangan Akuisisi Data

Akuisisi data dilakukan dengan menggunakan ADC internal pada mikrokontroler ARM, STM32F4VG. Proses akusisi terdiri dari dua gerakan dasar *knee-joint* pada *lower limb*, yaitu proses pada gerak fleksi dan proses pada gerak ekstensi.

Pada pengambilan data sinyal EMG gerak fleksi maupun ekstensi, sinyal yang diakuisisi berupa sinyal *raw* dan *linear envelope* sehingga menggunakan 2 *channel* ADC. Sinyal *raw* yang memiliki frekuensi tinggi, sehingga proses akuisisi dilakukan dengan menggunakan frekuensi sampling pada ADC sebesar 1000 Hz. Sedangkan pada pengambilan data sinyal *evoke* (sinyal EMG yang terstimulasi), hanya data *raw* dari sinyal *evoke* saja yang diakuisisi. Pada kedua gerak dasar ekstensi dan fleksi ini juga digunakan sensor *load cell* untuk menjustifikasi. Sehingga pada pengambilan sinyal EMG digunakan 3 *channel* ADC dan untuk pengambilan sinyal *evoke* digunakan 2 *channel* ADC.

Pada proses akuisisi data dari *load cell*, keluaran dari sensor adalah tegangan, berikutnya dihubungkan dengan penguat instrumentasi. Pada *load cell* digunakan IC INA125P sebagai penguat instrumentasinya. Tegangan yang dikeluarkan dari rangkaian instrumentasi penguat lalu dihubungkan ke mikrokontroler STM32F4, setelah itu data dikirim melalui komunikasi serial ke Laptop / PC.

*-halaman ini sengaja dikosongkan-*

## BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISA

Pada bab ini akan dibahas mengenai hasil – hasil apa saja yang didapatkan dalam penelitian, dimana desain sistem akan diuji dan dibahas secara menyeluruh. Bab ini akan dibagi menjadi beberapa bagian pembahasan sesuai dengan metode penelitian yang digunakan. Gambar 4.1 merupakan hasil perancangan mekanik sensor gaya dan Gambar 4.2 merupakan hasil perancangan perangkat keras. Sistem yang dirancang akan dilakukan pengujian dan analisa sebagai berikut:

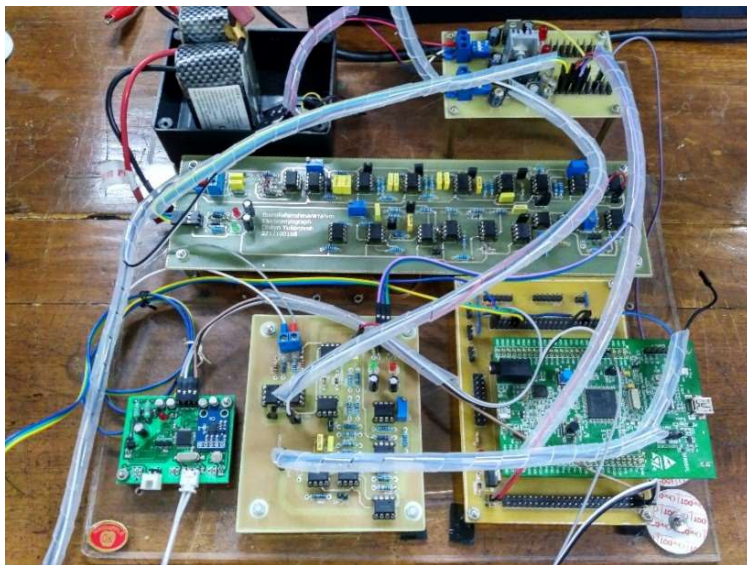
- Pengujian dan analisa Perangkat Keras
  - Pengujian dan analisa rangkaian penguat instrumentasi
  - Pengujian dan analisa rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz
  - Pengujian dan analisa rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz
  - Pengujian dan analisa rangkaian BSF 50 Hz
  - Pengujian dan analisa rangkaian penjumlah tak-membalik
  - Pengujian dan analisa rangkaian *isolation amplifier*
  - Pengujian dan analisa rangkaian *envelope*
  - Pengujian dan analisa rangkaian *stimulator*
  - Pengujian dan analisa sensor untuk justifikasi
- Pengujian dan analisa Perangkat Lunak
  - Pengujian dan analisa *stimulator* dan sinyal EMG yang terakuisisi mikrokontroler



(a)

(b)

Gambar 4. 1 Hasil perancangan mekanik sensor gaya: (a) tampak depan dan (b) tampak belakang



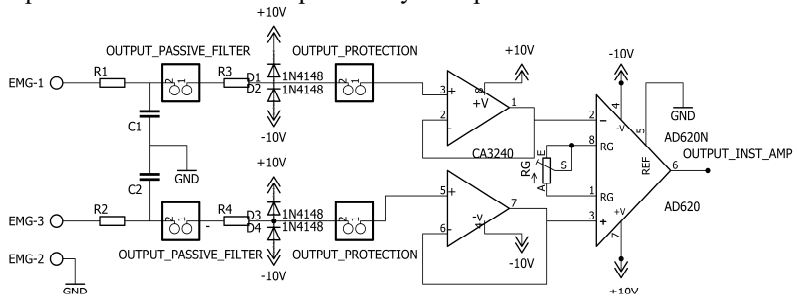
Gambar 4. 2 Hasil perancangan perangkat keras secara keseluruhan



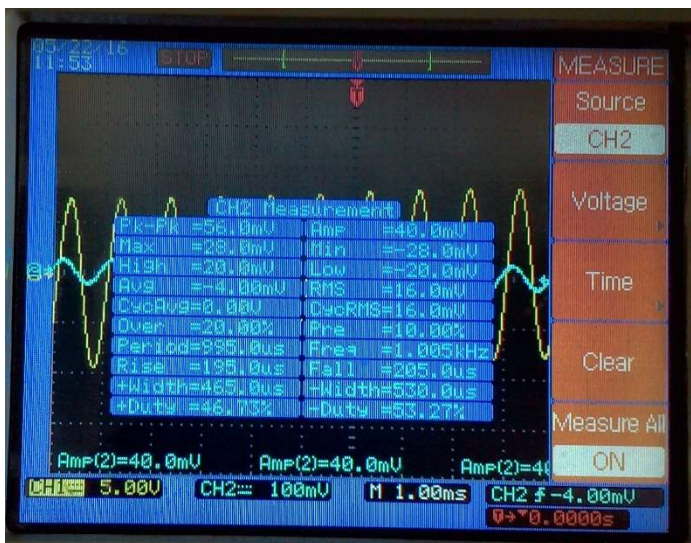
## 4.1 Pengujian dan Analisa Perangkat Keras

### 4.1.1 Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi

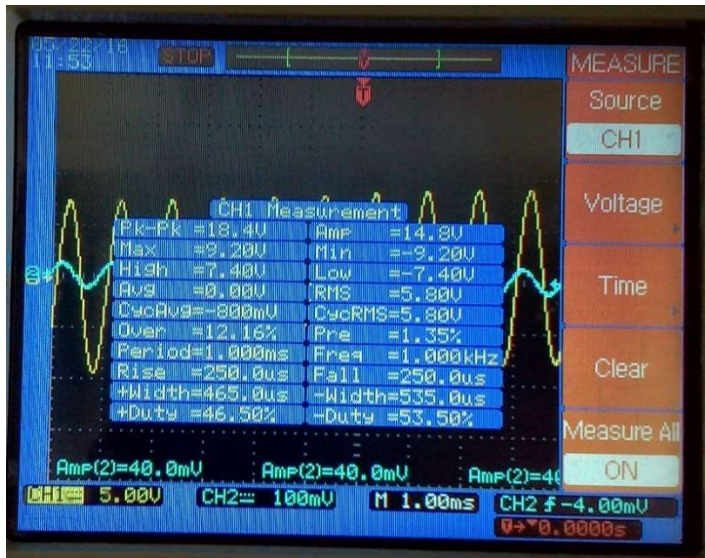
Pengujian dilakukan seperti rangkaian pada Gambar 4.1 dengan memberikan input sinyal sinus 50mV dengan frekuensi 1kHz ke penguat instrumen. Sinyal sinus di inputkan pada input (+) penguat instrumen, sedangkan input (-) di *ground*.  $R_G$  merupakan tahanan variabel yang diatur dengan tahanan sebesar  $102,2\Omega$ . Gambar 4.4 merupakan sinyal input dan Gambar 4.5 merupakan sinyal output.



Gambar 4. 3 Rangkaian Penguat Instrumentasi



Gambar 4. 4 Sinyal input



Gambar 4. 5 Sinyal output

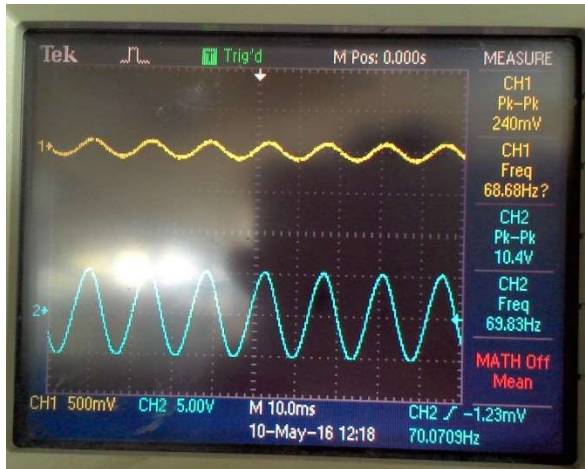
Berdasarkan hasil pengujian dan perhitungan terdapat perbedaan yang cukup jauh.

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = \frac{18.4 \text{ V}}{56 \text{ mV}} = 328,571 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan pengujian})$$

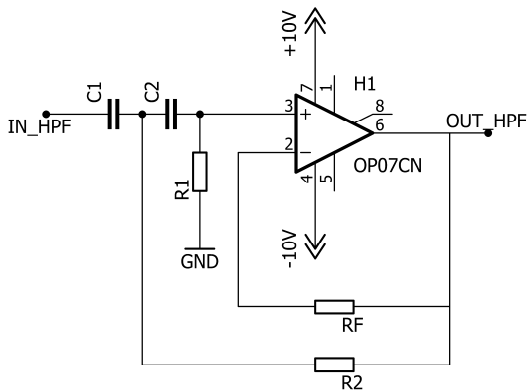
$$A_v = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{102,2\Omega} + 1 = 484.365 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan teori})$$

#### 4.1.2 Pengujian dan Analisa HPF +40dB/dec 20 Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus yang dihasilkan oleh *function generator* dengan frekuensi bervariasi lalu input tersebut masuk di *instrumentation amplifier* lalu keluarannya dijadikan input rangkaian HPF. Hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 4.1 dan pengujian rangkaian dapat dilihat pada Gambar 4.4.



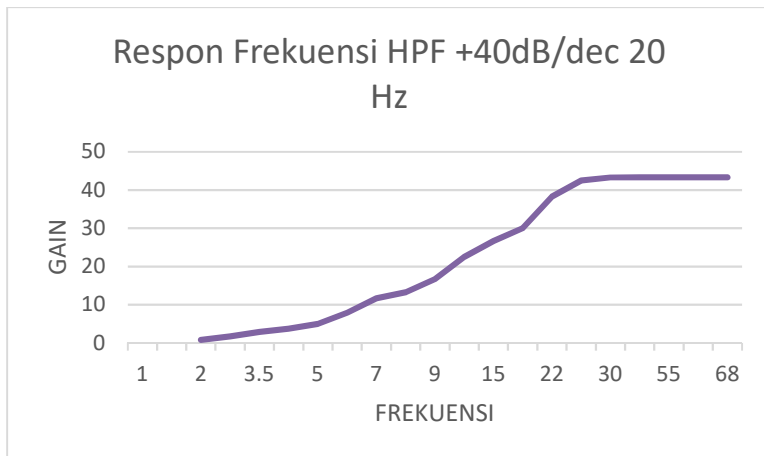
Gambar 4. 6 Pengujian rangkaian HPF -40dB/dec 20 Hz



Gambar 4. 7 Rangkaian *High Pass Filter* +40dB/dec 20 Hz

Tabel 4. 1 Pengujian rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz

Vpp Input (mV)	Frekuensi Input (Hz)	Vpp Output (V)	Gain
240	1	0,2	0,8
240	1,5	0,4	1,7
240	2	0,7	2,9
240	3	0,9	3,7
240	3,5	1,2	5
240	4	1,9	7,9
240	5	2,8	11,7
240	6	3,2	13,3
240	7	4	16,7
240	8	5,4	22,5
240	9	6,4	26,7
240	10	7,2	30
240	15	9,2	38,3
240	20	10,2	42,5
240	22	10,4	43,3
240	25	10,4	43,3
240	30	10,4	43,3
240	45	10,4	43,3
240	55	10,4	43,3
240	65	10,4	43,3
240	68	10,4	43,3



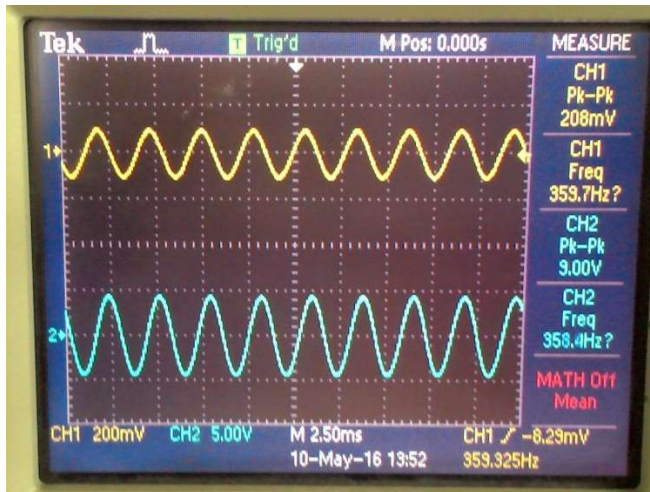
Gambar 4. 8 Grafik pengujian rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz

Filter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 20 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah 0,707.

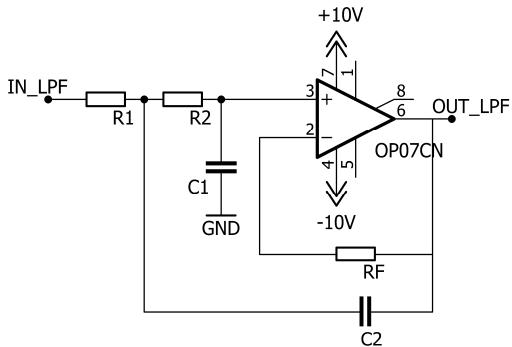
Dari pengujian tabel 4.1 dapat terlihat bahwa pada saat frekuensi 20 Hz sinyal input mulai teredam. Dimana pada saat frekuensi 20 Hz, sinyal input teredam memiliki gain sebesar 42,5 kali. Penguatan pada pengujian ini sebelumnya sudah dikuatkan oleh *instrumentation amplifier*. Jika di lihat dari respon frekuensi, maka sinyal sudah bisa mereduksi sinyal di bawah 20 Hz.

#### 4.1.3 Pengujian dan Analisa LPF -40dB/dec 500 Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus yang dihasilkan oleh *function generator* dengan frekuensi bervariasi lalu input tersebut masuk *instrumentation amplifier* lalu keluarannya menjadi input rangkaian HPF, selanjutnya keluaran HPF menjadi input BSF yang selanjutnya keluaran BSF akan menjadi input LPF. Hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 4.2 dan pengujian rangkaian LPF dapat dilihat pada Gambar 4.6



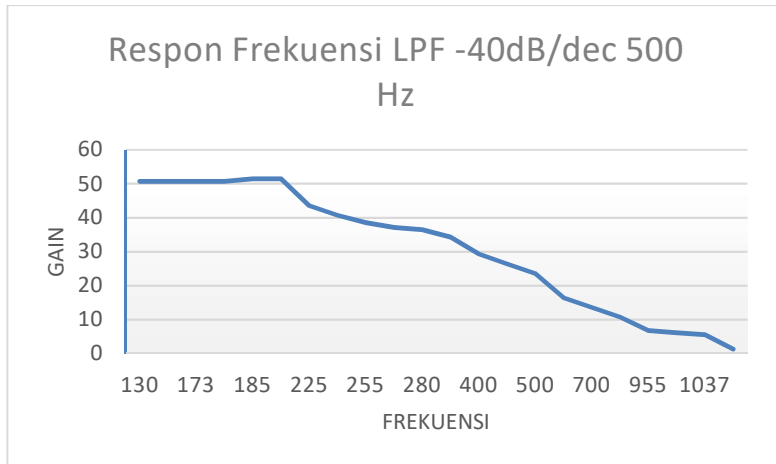
Gambar 4. 9 Pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz



Gambar 4. 10 Rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz

Tabel 4. 2 Pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz

Vpp Input (mV)	Frekuensi Input (Hz)	Vpp Output (V)	Gain
280	130	14,2	50,7
280	153	14,2	50,7
280	173	14,2	50,7
280	175	14,2	50,7
280	185	14,4	51,4
280	190	14,4	51,4
280	225	12,2	43,5
280	245	11,4	40,7
280	255	10,8	38,5
280	270	10,4	37,1
280	280	10,2	36,4
280	325	9,6	34,2
280	400	8,2	29,2
280	455	7,4	26,4
280	500	6,6	23,5
280	650	4,6	16,4
280	700	3,8	13,5
280	800	3	10,7
280	955	1,9	6,78
280	1000	1,7	6,07
280	1037	1,56	5,57
280	3597	0,36	1,28



Gambar 4. 11 Grafik pengujian rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz

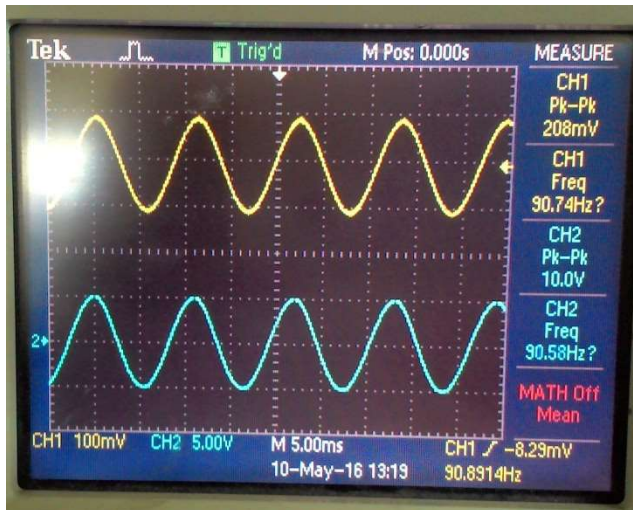
Filter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 500 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah 0,707.

Dari pengujian tabel 4.2 dapat terlihat bahwa pada saat frekuensi 255 Hz sinyal input sudah mulai teredam. Dimana seharusnya pada saat frekuensi 500 Hz baru mulai teredam. Pada saat 500 Hz sinyal input memiliki gain 23,5 kali.. Penguatan pada pengujian ini sebelumnya sudah dikuatkan oleh *instrumentation amplifier*. Jika dilihat dari respon frekuensi, filter HPF di berjalan dengan semestinya tetapi filter ini sudah cukup untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG.

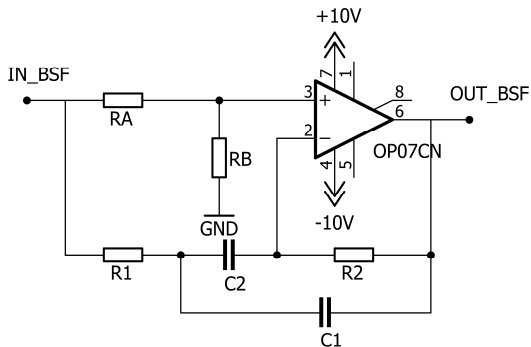
#### 4.1.4 Pengujian dan Analisa BSF 50 Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus yang dihasilkan *function generator* dengan frekuensi bervariasi yang masuk ke *instrumentation amplifier* terdahulu setelah itu masuk ke rangkaian filter HPF setelah itu keluarannya menjadi masukan filter BSF. Hasil pengujian dapat dilihat dari Tabel 4.3 dan pengujian rangkaian BSF dapat dilihat pada Gambar 4.9.





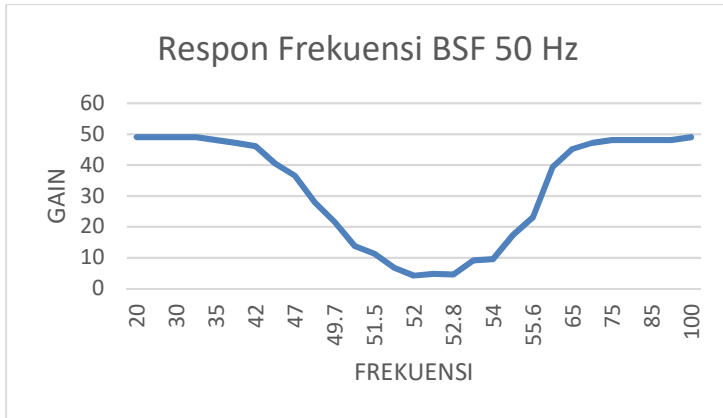
Gambar 4. 12 Pengujian rangkaian BSF 50 Hz



Gambar 4. 13 Rangkaian BSF 50 Hz

Tabel 4. 3 Pengujian rangkaian BSF 50 Hz

Vpp Input (mV)	Frekuensi Input (Hz)	Vpp Output (V)	Gain
208	20	10,2	49
280	25	10,2	49
280	30	10,2	49
280	33	10,2	49
280	35	10	48
280	40	9,8	47,1
280	42	9,6	46,1
280	46	8,4	40,3
280	47	7,6	36,5
280	49	5,8	27,8
280	49,7	4,48	21,5
280	51	2,88	13,8
280	51,5	2,36	11,3
280	51,8	1,4	6,7
280	52	0,88	4,2
280	52,6	1	4,8
280	52,8	0,96	4,6
280	54	2	9,6
280	54,5	3,6	17,3
280	55,6	4,8	23
280	60	8,2	39
280	65	9,4	45
280	70	9,8	47
280	75	10	48
280	80	10	48
280	85	10	48
280	90	10	48
280	100	10,2	49



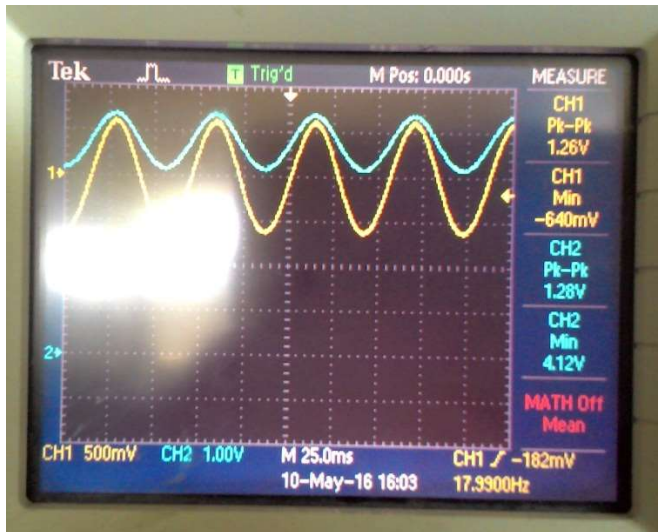
Gambar 4. 14 Grafik pengujian filter BSF 50 Hz

*Filter* yang dirancang memiliki frekuensi *cut-off* 50 Hz dengan *bandwidth* 10 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah minimum.

Dari hasil pengujian tabel 4.3 dapat terlihat bahwa pada saat frekuensi 52 Hz baru terjadi redaman yang tajam. Dimana seharusnya redaman tajam ada pada frekuensi 50 Hz. Tetapi dengan peredaman tajam yang bergeser, instrumentasi EMG ini masih bekerja dengan lumayan baik.

#### 4.1.5 Pengujian dan Analisa rangkaian penjumlah tak-membalik

*Adder* difungsikan sebagai penambah level tegangan pada sinyal input sebelum dilakukan proses konversi ADC. Pengujian *adder* dilakukan dengan mengamati nilai minimal dari output seiring dengan ditambahkannya level tegangan dan besar kenaikan amplitudo output.



Gambar 4. 15 Pengujian *adder amplifier*

Sinyal input yang digunakan adalah sinusoidal dengan  $V_{pp}$  1,26 V. Hasil pengujian rangkaian dapat dilihat pada tabel 4.4. sedangkan Gambar 4.12 menunjukkan pengujian *adder amplifier*.

Dari hasil pengujian dapat dilihat bahwa seiring dengan ditambahkan level tegangan, maka besar amplitudo minimal input bertambah. Begitu juga dengan amplitudo output, dimana terdapat peningkatan gain dari sinyal output terhadap input. Sehingga dapat dikatakan bahwa rangkaian telah mampu menaikkan level tegangan dan menguatkan sinyal input.

Tabel 4. 4 Hasil pengujian *adder amplifier*

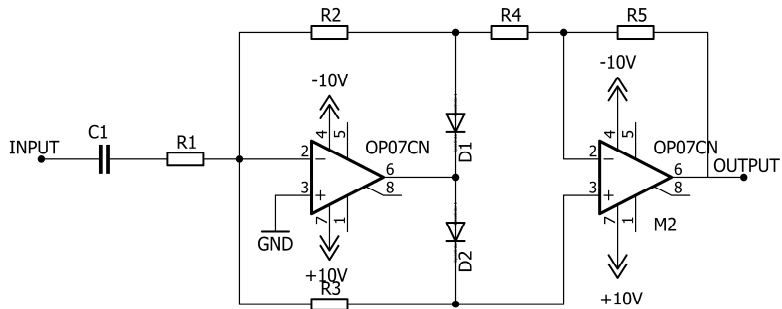
Variabel Resistor ( $\Omega$ )	V <sub>pp</sub> Output (V)	V <sub>min</sub> Out (mV)	Gain
791	1,32	-720	1,05
780	1,32	-560	1,05
750	1,32	-240	1,05
737	1,32	-80	1,05
729	1,32	0	1,05
718	1,32	240	1,05
697	1,32	360	1,05
686	1,32	520	1,05
655	1,32	960	1,05
627	1,28	1200	1,02
548	1,32	2000	1,05
500	1,32	2560	1,05
433	1,32	3080	1,05
328,9	1,28	4120	1,02
283,2	1,28	4580	1,02
220,4	1,32	5080	1,05
165,5	1,32	5560	1,05

#### 4.1.6 Pengujian dan Analisa rangkaian *envelope*

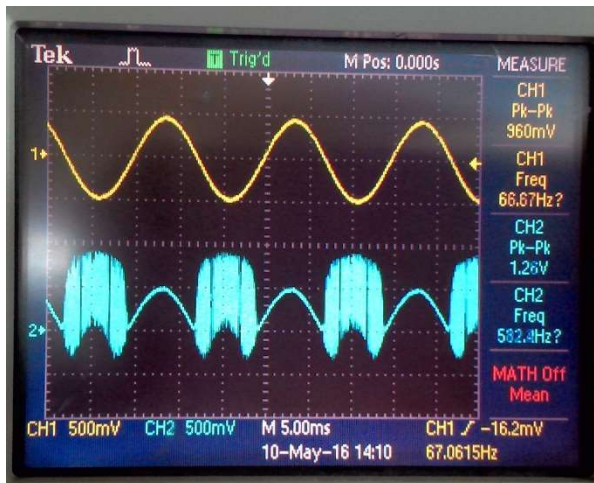
Rangkaian *envelope* terdiri dari dua buah rangkaian yang di *cascade*, yaitu rangkaian penyearah gelombang penuh dan rangkaian LPF -40dB/dec dengan frekuensi *cut-off* 2 Hz.

##### 4.1.6.1. Pengujian dan Analisa Rangkaian Penyearah

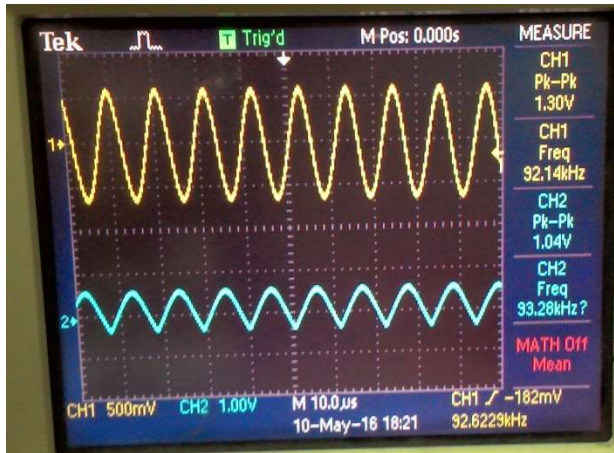
Pengujian dilakukan seperti gambar 4.13 dengan memberikan input sinyal dari *function generator*. Pengujian ini bertujuan untuk melihat apakah rangkaian mampu menyearahkan sinyal yang terdiri dari nilai positif dan negatif. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.14.



Gambar 4. 16 Rangkaian Penyearah



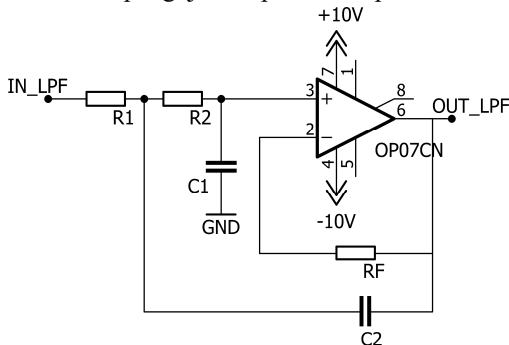
Gambar 4. 17 Pengujian rangkaian penyearah dengan frekuensi 532 Hz



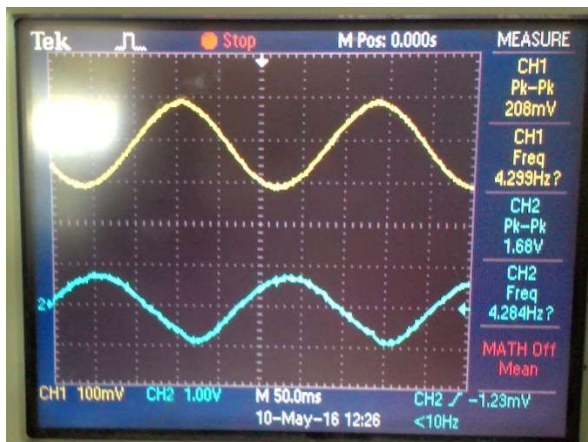
Gambar 4. 18 Pengujian rangkaian penyearah dengan frekuensi 93 KHz

#### 4.1.6.2. Pengujian dan Analisa Rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz

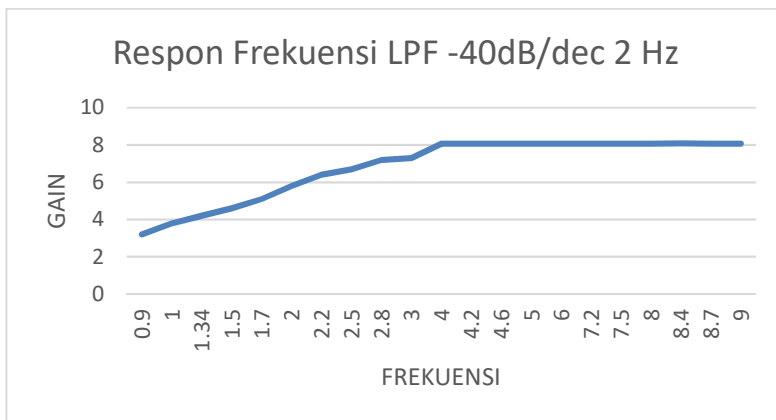
Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dari *function generator* dengan input 1,68 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian LPF. Hasil pengujian dapat dilihat pada table 4.5.



Gambar 4. 19 Rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz



Gambar 4. 20 Pengujian LPF -40dB/dec 2 Hz



Gambar 4. 21 Grafik pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz



Tabel 4. 5 Hasil pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz

Vpp Input (mV)	Frekuensi Input (Hz)	Vpp Output (mV)	Gain
208	0,9	673	3,2
208	1	791	3,8
208	1,34	887	4,2
208	1,5	957	4,6
208	1,7	1069	5,1
208	2	1223	5,8
208	2,2	1348	6,4
208	2,5	1412	6,7
208	2,8	1498	7,2
208	3	1526	7,3
208	4	1680	8,07
208	4,2	1680	8,07
208	4,6	1680	8,07
208	5	1680	8,07
208	6	1680	8,07
208	7,2	1682	8,08
208	7,5	1680	8,07
208	8	1682	8,08
208	8,4	1683	8,09
208	8,7	1680	8,07
208	9	1680	8,07

#### 4.1.7 Pengujian dan Analisa rangkaian *isolation amplifier*

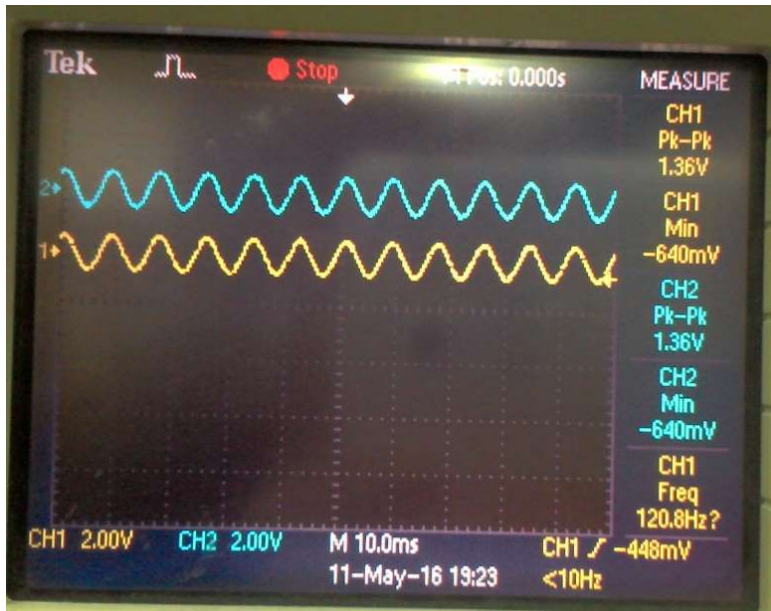
*Isolation amplifier* difungsikan sebagai pengisolasi antara rangkaian instrumentasi EMG dengan Laptop / PC. Rangkaian ini juga difungsikan sebagai penguat, maka pada pengujian rangkaian ini terdapat uji kalibrasi dan uji penguat.

Kalibrasi dimaksudkan untuk mengatur agar tegangan sebelum isolasi dan setelah osilasi sama. Dengan informasi yang sama, maka proses analisis menggunakan Laptop / PC dapat diakui kearutannya. Tabel 4.6 menunjukkan hasil pengujian kalibrasi pada rangkaian *isolation amplifier*.

Pada tabel 4.6 terlihat bahwa antara sinyal input dari rangkaian (sebelum isolasi) sama dengan sinyal output rangkaian (setelah osilasi). Kesamaan ini ditunjukkan dengan besar amplitudo dan frekuensi yang mirip. Gambar 4.18 merupakan salah satu hasil pengujian kalibrasi.

Tabel 4. 6 Hasil Uji kalibrasi *isolation amplifier*

Vpp Input (V)	Frekuensi Input (Hz)	Vpp Output (V)	Frekuensi Output (Hz)
1,36	105	1,36	105
1,36	120	1,36	120
1,36	141	1,36	141
1,36	207	1,36	207
1,36	252	1,36	252
1,36	301	1,36	301
1,36	349	1,36	349
1,36	403	1,36	403
1,36	446	1,36	446
1,36	500	1,36	500



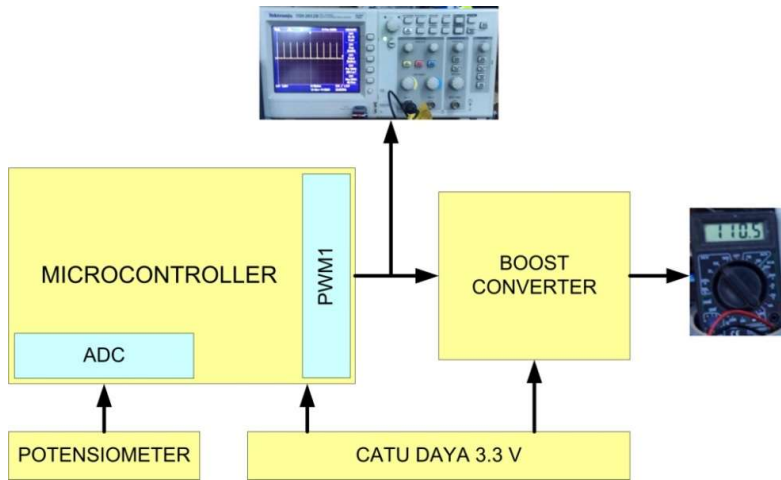
Gambar 4. 22 Pengujian kalibrasi rangkaian *isolation amplifier*

#### 4.1.8 Pengujian dan Analisa rangkaian Electrical Stimulator

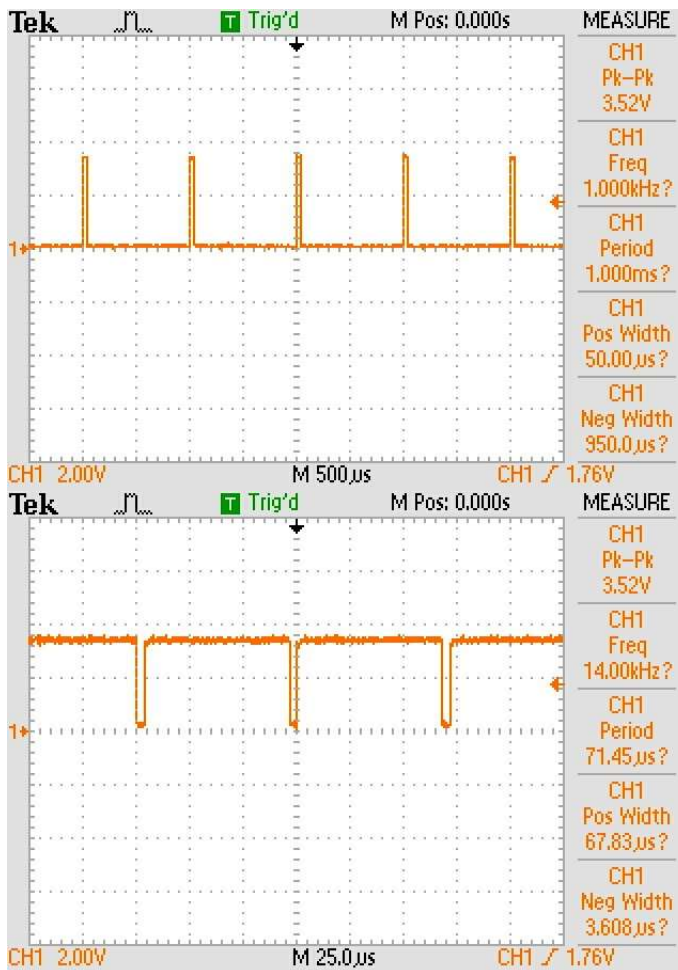
##### 4.1.8.1. Pengujian Rangkaian Boost Converter

Pengujian pada *boost converter* dilakukan dengan metode seperti pada Gambar 4.19. Sinyal PWM1 dibangkitkan menggunakan fasilitas *pwm timer* pada mikrokontroler dimana *switching frequency* yang digunakan adalah 9 KHz - 23 KHz dengan *duty cycle* yang berubah dari 0 – 100 %. Potensiometer ditambahkan sebagai input analog. Nilai tegangan analog dari potensiometer didigitalisasi menggunakan ADC pada mikrokontroler kemudian hasil konversi digunakan untuk merubah nilai *duty cycle* pada sinyal PWM1. Hal ini dilakukan untuk mempermudah dan mempercepat proses pengujian dan pengambilan data. Tegangan keluaran *boost converter* diukur tanpa beban menggunakan *voltmeter* sedangkan perubahan *duty cycle* diamati menggunakan *oscilloscope*. Hasil pengukuran setiap perubahan frekuensi dan *duty cycle* dicatat dan direkam. Contoh hasil pembangkitan sinyal PWM1 sebesar 1 KHz dengan *duty cycle* 5% dan sinyal PWM1 sebesar 14 KHz dengan *duty cycle* 95% ditunjukkan pada Gambar 4.20. Hasil yang diperoleh pada

pengujian *boost converter* dengan *switching frequency* 1 KHz - 20 KHz bisa dilihat pada Gambar 4.21.



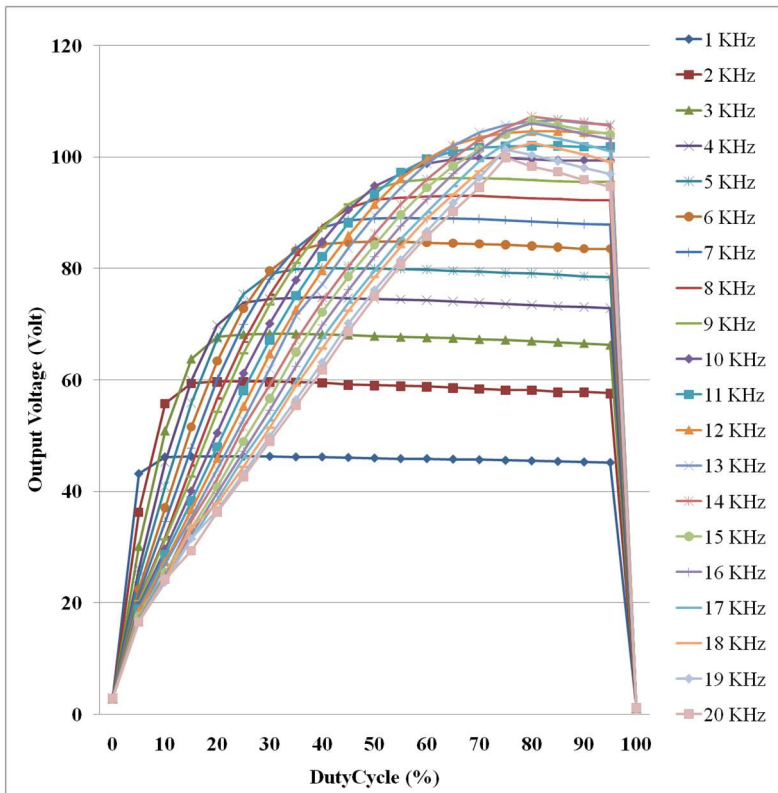
Gambar 4. 23 Diagram blok pengujian *boost converter*



Gambar 4. 24 Contoh hasil pembangkitan sinyal PWM1 1 kHz dengan *duty cycle* 5% (atas) dan sinyal PWM1 sebesar 14kHz dengan *duty cycle* 95% (bawah)

Pada awal pengujian rangkaian *boost converter*, induktor yang digunakan cukup panas dan bunyi yang dihasilkan cukup keras. Untuk mengatasinya, dalam penelitian ini digunakan 4 buah induktor 4.7 mH yang dirangkai parallel dan menaikkan frekuensi *switching*. Dengan cara

tersebut, masalah pada induktor bisa teratasi. Untuk hasil pembangkitan sinyal PWM1 seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.2, dapat disimpulkan bahwa mikrokontroler STM32F103C8T6 mampu diprogram untuk menghasilkan sinyal PWM1 dengan sangat akurat baik untuk frekuensi yang rendah maupun frekuensi yang tinggi. Selain itu, perubahan *duty cycle* juga cukup akurat meskipun frekuensi yang digunakan cukup tinggi.



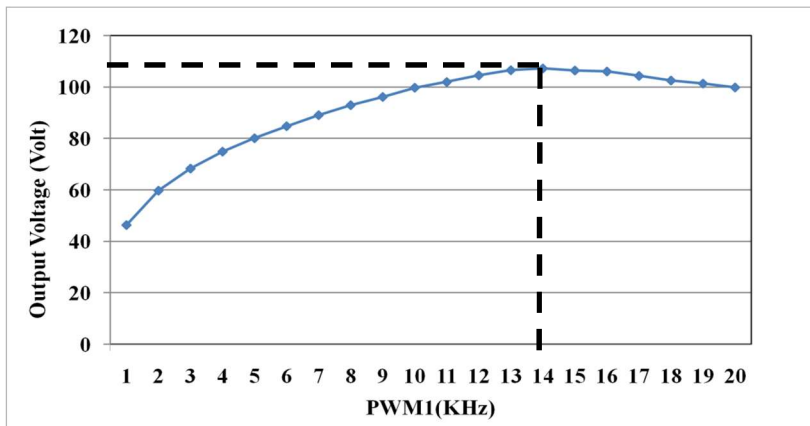
Gambar 4. 25 Perbandingan tegangan keluaran *boost converter* terhadap perubahan *duty cycle* dari 0 – 100 % pada frekuensi PWM 1 kHz – 20 kHz

Bisa dilihat pada Gambar 4.21, semakin besar nilai *duty cycle* yang digunakan maka semakin besar pula nilai tegangan keluaran pada

*boost converter*, tetapi ketika *duty cycle* mencapai nilai tertentu tegangan keluaran kembali turun. Ketika nilai frekuensi pada sinyal PWM1 dinaikkan, nilai tegangan keluaran semakin besar tetapi ketika nilai frekuensi lebih besar dari 14 KHz, nilai tegangan keluaran kembali turun (lihat pada Tabel 4.7 dan Gambar 4.22). Nilai tegangan keluaran terbesar untuk frekuensi PWM1 dari 1 KHz – 20 KHz adalah 107.3 V pada frekuensi PWM1 14 KHz dengan *duty cycle* 80%. Nilai ini sudah sesuai dengan spesifikasi yang diharapkan dimana tegangan keluaran *boost converter* cukup tinggi dimana HV adalah tegangan tinggi atau *High Voltage*.

Tabel 4. 7 Perbandingan tegangan keluaran maksimum pada *boost converter* untuk frekuensi PWM1 1 kHz – 20 kHz

NO.	PWM 1(Hz)	<i>Duty cycle</i> (%)	MAX HV (Volt)
1.	1000	15	46.3
2.	2000	20	59.7
3.	3000	30	68.3
4.	4000	40	74.9
5.	5000	40	80.1
6.	6000	50	84.8
7.	7000	55	89.1
8.	8000	65	93
9.	9000	65	96.2
10.	10000	70	99.8
11.	11000	80	102
12.	12000	80	104.6
13.	13000	85	106.6
14.	14000	80	107.3
15.	15000	80	106.5
16.	16000	80	106.1
17.	17000	80	104.4
18.	18000	80	102.6
19.	19000	75	101.4
20.	20000	75	99.9

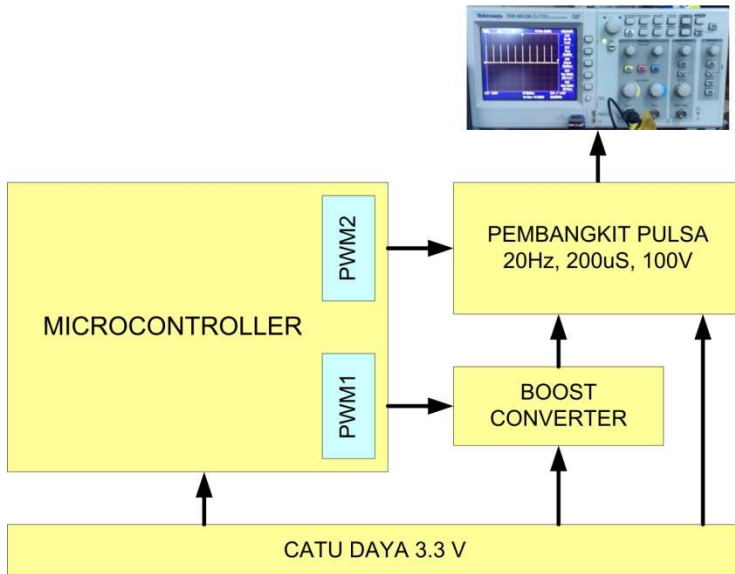


Gambar 4. 26 Perbandingan tegangan keluaran maksimum pada *boost converter* frekuensi PWM1 1 kHz – 20 kHz

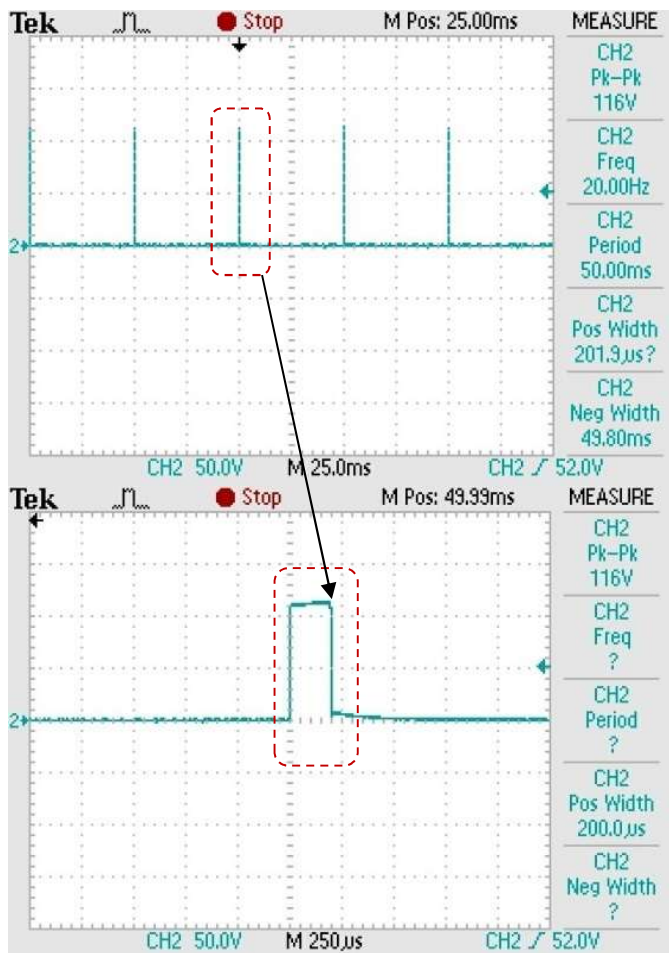
#### 4.1.8.2. Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 $\mu$ S, 20Hz, 100V

Pengujian rangkaian pembangkit pulsa dilakukan dengan mengukur amplitudo dan lebar pulsa tegangan keluaran menggunakan *oscilloscope* dan hasil pengukuran direkam. Diagram blok pengujian ditunjukkan pada Gambar 4.23. Pengukuran dilakukan tanpa diberi beban. Sinyal PWM2 dengan lebar pulsa 200  $\mu$ S, frekuensi 20 Hz dibangkitkan oleh mikrokontroler menggunakan fasilitas *timer*. Tegangan tinggi keluaran dari *boost converter* digunakan sebagai masukan pada kaki emitor dari transistor pnp pada rangkaian pembangkit pulsa seperti yang telah dijelaskan pada BAB 3. Frekuensi dan *duty cycle* yang digunakan pada sinyal PWM1 adalah 14 KHz dan 80% berdasarkan hasil pengujian dari *boost converter* dimana dengan spesifikasi tersebut tegangan keluaran berkisar 107.3 V. Hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 4.6. Tegangan keluaran dan lebar pulsa pada sinyal yang dihasilkan yaitu 201.9  $\mu$ S, 20 Hz, 116 V. Hasil yang diperoleh tidak sama persis dengan spesifikasi yang diinginkan, tetapi masih dalam *range* yang diharapkan. Bisa dilihat pada Gambar 4.6, ketika skala waktu pada *oscilloscope* diperkecil, lebar pulsa yang terukur adalah 200  $\mu$ S. Hasil yang berbeda ini disebabkan oleh *error* pengukuran. Berdasarkan hasil pengujian ini, dapat disimpulkan bahwa tegangan keluaran dari rangkaian pembangkit pulsa sudah sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan.





Gambar 4. 27 Diagram blok pengujian rangkaian pembangkit pulsa

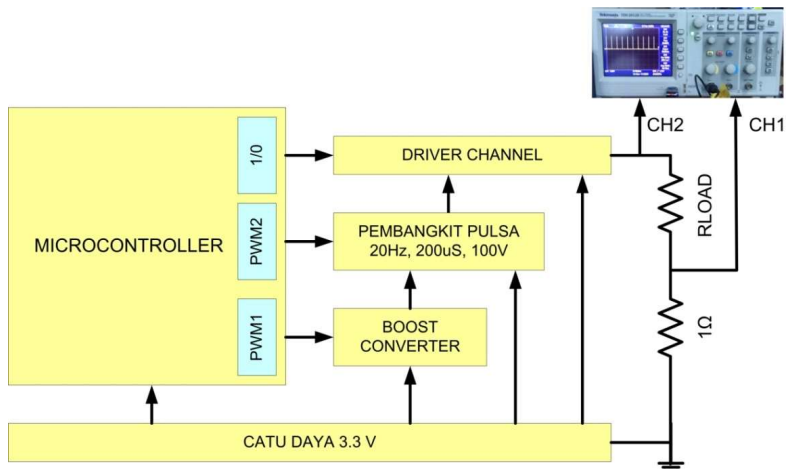


Gambar 4. 28 Hasil pengujian rangkaian pembangkit pulsa

#### 4.1.8.3. Pengujian Rangkaian Driver Channel

Untuk pengujian rangkaian *driver channel* dilakukan dengan menggabungkan rangkaian *boost converter*, rangkaian pembangkit pulsa atau dengan kata lain pengujian pada *electrical stimulator* itu sendiri. Diagram blok pengujian ditunjukkan pada Gambar 4.25. Sinyal pulsa keluaran dari rangkain pembangkit pulsa digunakan sebagai masukan

pada kaki emitor dari transistor pnp pada rangkaian *driver channel* seperti yang telah dijelaskan pada BAB 3. Spesifikasi dari sinyal PWM1 dan PWM2 menggunakan spesifikasi pada pengujian pada rangkaian pembangkit pulsa. Pada bagian *output* rangkaian *driver channel* diberi 2 buah resistor yang dirangkai seri seperti pada Gambar 4.25.



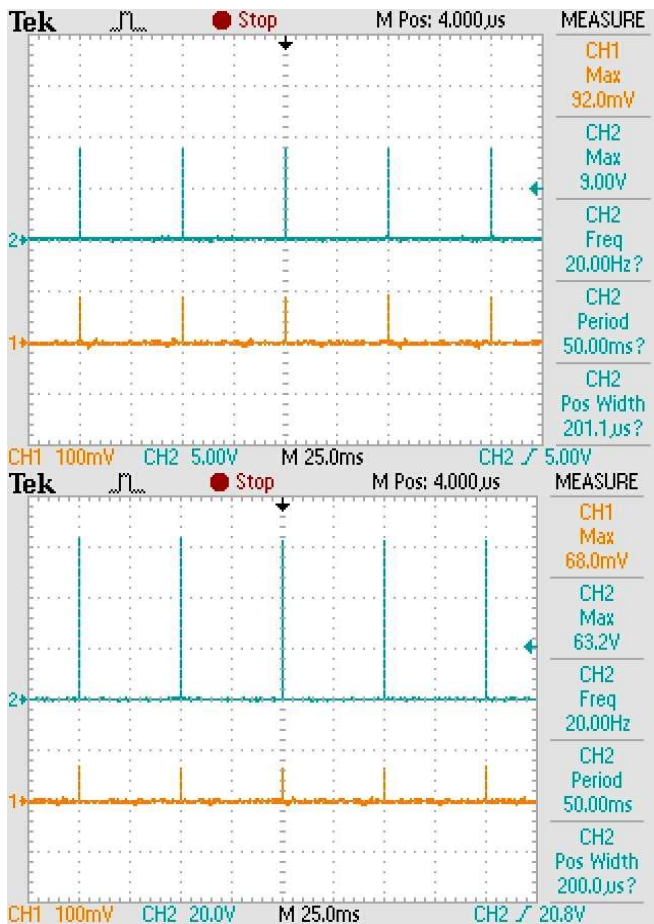
Gambar 4. 29 Diagram blok pengujian rangkaian *driver channel* merupakan beban resistor

Resistor 1  $\Omega$  digunakan untuk memonitor arus yang melwati resistor beban. Dengan menggunakan *drop* tegangan pada resistor 1  $\Omega$  maka arus yang mengalir pada resistor beban dapat dihitung dengan mudah. Nilai resistor beban yang digunakan seperti yaitu 100  $\Omega$  sampai 10 K $\Omega$ . Pengujian menggunakan beban resistor dilakukan untuk mengetahui tegangan dan arus yang dihasilkan. Amplitude dan lebar pulsa dari tegangan diamati dan direkam menggunakan *oscilloscope*. Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.8. Contoh bentuk gelombang keluaran yang diambil pada Tabel 4.8 adalah no.1 dan 3 yang diukur dan direkam menggunakan *oscilloscope* ditunjukkan pada Gambar 4.26. Dari Tabel 4.8 bisa dilihat bahwa rangkaian mampu menghasilkan arus sekitar 0 - 100 mA sesuai spesifikasi disain. Penurunan nilai tegangan terhadap penurunan resistansi beban tidak terlalu signifikan. Pada resistor beban 1 K $\Omega$ , nilai arus yang terukur masih dibawah 70 mA dimana nilai ini adalah arus maksimal yang direkomendasikan untuk aplikasi FES. Hal

ini juga mengindikasikan bahwa nilai impedansi kulit pada manusia adalah sekitar  $1\text{ K}\Omega$  sampai  $10\text{ K}\Omega$  Berdasarkan hasil pengujian ini, dapat disimpulkan bahwa *electrical stimulator* yang dirancang sudah sesuai dengan yang diharapkan dan sudah siap diuji pada subyek normal.

Tabel 4. 8 Hasil pengukuran tegangan dan arus keluaran dari *electrical stimulator* menggunakan beban resistor dengan nilai resistansi yang berbeda

No.	Rload ( $\Omega$ )	Vpulsa (V)	Arus (mA)
1.	100	9	92
2.	560	46.4	88
3.	1000	63.2	68
4.	4700	94	23.2
5.	10000	102	13.6



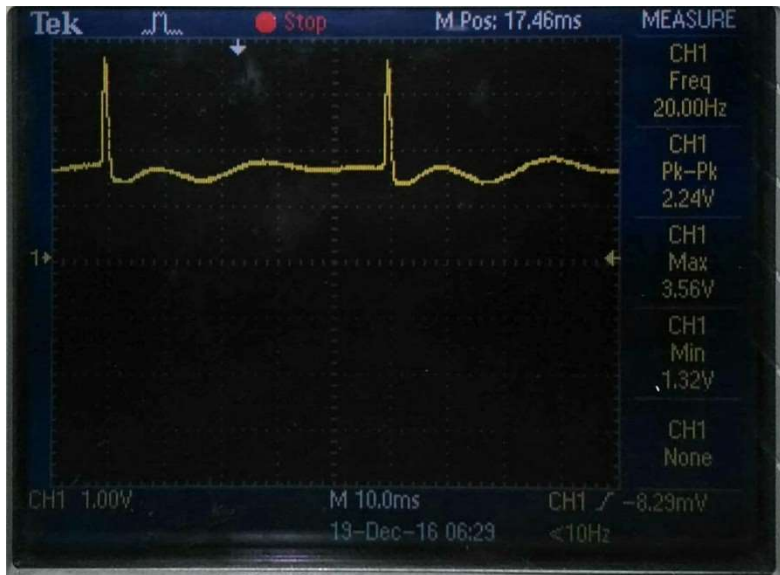
Gambar 4. 30 Hasil pengukuran tegangan dan arus keluaran dari *electrical stimulator* dengan beban resistor 100  $\Omega$  (atas) dan 1000  $\Omega$  (bawah)

#### 4.1.8.4. Pengujian *Electrical Stimulator*

Pengujian *electrical stimulator* dilakukan dengan stimulasi dengan tegangan kecil hingga terasa awal stimulasi sampai terjadi kondisi maksimum saat distimulus.

Tabel 4. 9 Percobaan awal stimulus hingga maksimum stimulus pada subyek

Subyek	Stimulasi Mulai terasa	Maksimum <i>KneeEkstension</i>	Efek setelah Stimulasi
Erwin	25 Volt	70 Volt	<i>Fatigue</i>
Dhityo	30 Volt	80 Volt	<i>Fatigue</i>
Putut	30 Volt	80 Volt	<i>Fatigue</i>
Pandu	30 Volt	80 Volt	<i>Fatigue</i>
Acep	20 Volt	60 Volt	<i>Fatigue</i>
Ali	25 Volt	75 Volt	<i>Fatigue</i>
Edo	20 Volt	50 Volt	<i>Fatigue</i>
Hafiz	30 Volt	70 Volt	<i>Fatigue</i>
Kevin	30 Volt	80 Volt	<i>Fatigue</i>
Fathan	40 Volt	90 Volt	<i>Fatigue</i>
Try	30 Volt	80 Volt	<i>Fatigue</i>
Azhar	20 Volt	85 Volt	<i>Fatigue</i>
Riga	30 Volt	95 Volt	<i>Fatigue</i>
Alfian	30 Volt	80 Volt	<i>Fatigue</i>
Zakki	30 Volt	85 Volt	<i>Fatigue</i>
Daniel	30 Volt	80 Volt	<i>Fatigue</i>



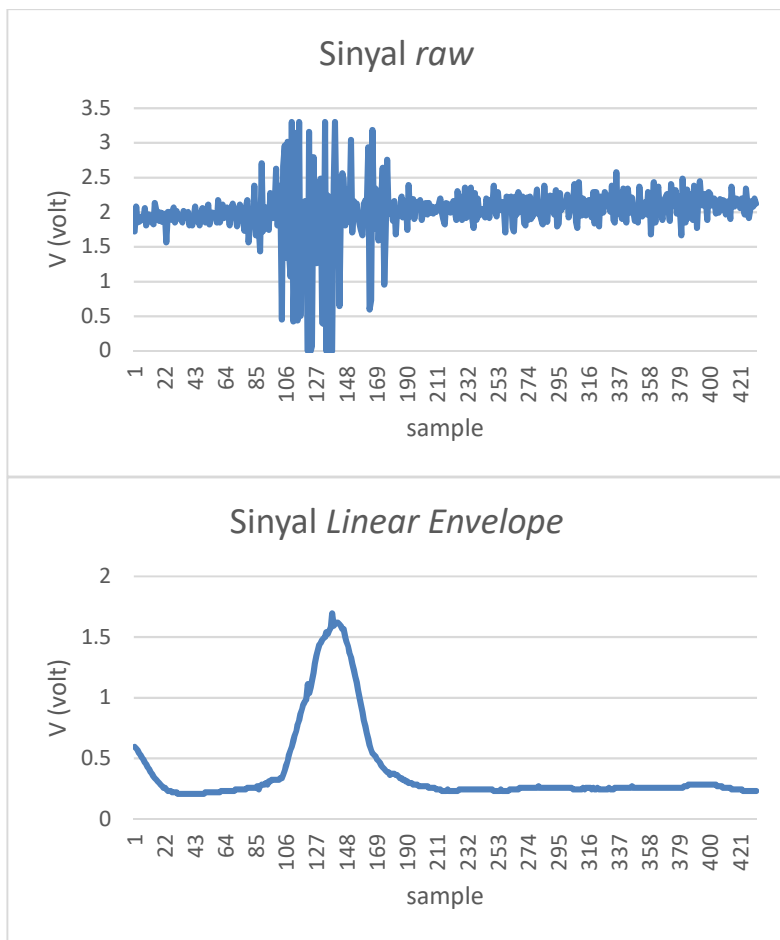
Gambar 4. 31 Hasil dari sinyal EMG yang terstimulasi

#### 4.1.9 Pengujian Instrumentasi EMG

Pengujian instrumentasi EMG dilakukan dengan dua gerakan dasar *knee-joint* pada *lower limb*, yaitu gerak ekstensi dan gerak fleksi. Gerakan tersebut akan menghasilkan sinyal EMG yang memiliki dua bagian, yaitu sinyal *raw* dan sinyal *linear envelope*.

##### 4.1.9.1. Gerakan Ekstensi knee-joint

Pada gerakan ekstensi elektroda diletakan pada bagian otot *vactus*, lalu dapat dilihat sinyal *envelope* dan sinyal *raw* yang sudah di akuisisi oleh mikrokontroler.

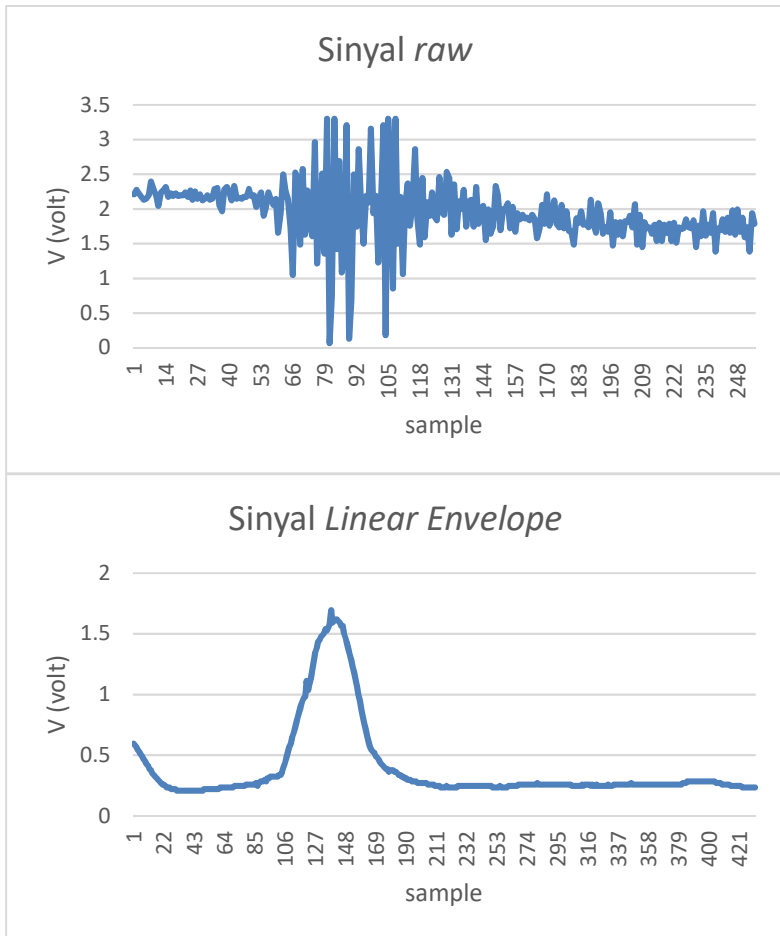


Gambar 4. 32 Hasil pengujian sinyal EMG pada gerakan ekstensi pada *knee-joint lower limb*



#### 4.1.9.2. Gerakan fleksi knee-joint

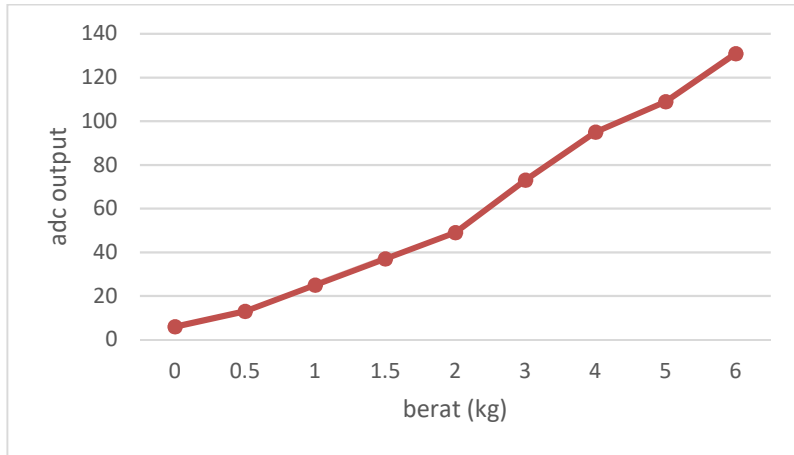
Pada gerakan fleksi, elektroda diletakan pada bagian otot *vactus*, lalu dapat dilihat sinyal *envelope* dan sinyal *raw*.



Gambar 4. 33 Hasil pengujian sinyal EMG pada gerak fleksi pada *knee-joint lower limb*

#### 4.1.10 Pengujian Sensor Gaya

Sensor untuk mendeteksi gaya yang dikeluarkan kaki untuk mendorong dideteksi dengan menggunakan sensor gaya berupa *load cell*. Sensor *load cell* yang dirancang sudah dapat digunakan untuk melihat gaya yang dikeluarkan otot untuk melakukan gerak ekstensi dan gerak fleksi pada *lower limb*.



Gambar 4. 34 Hubungan bit keluaran ADC dengan berat (kg)

Berdasarkan Gambar 4.30 dapat dilihat bahwa semakin tinggi berat yang terukur, maka nilai dari hasil ADC semakin besar. Keluaran yang terlalu kecil sehingga diperlukan penguatan *instrumentation amplifier* menggunakan INA125P. Hasil penguatan dari rangkaian *instrumentation amplifier* ditentukan berdasarkan nilai resistor yang dihubungkan pada pin 8 dan pin 9 (pin  $R_G$ , *Resistor Gain*) dari INA125P. Nilai  $R_G$  yang ditentukan sebesar  $188,7\Omega$ , dari *datasheet* INA125P didapatkan rumus penguatan seperti berikut:

$$G = 4 + \frac{60k\Omega}{R_G}$$
$$G = 4 + \frac{60k\Omega}{188,7\Omega} = 4 + 317,9 = 323,9$$

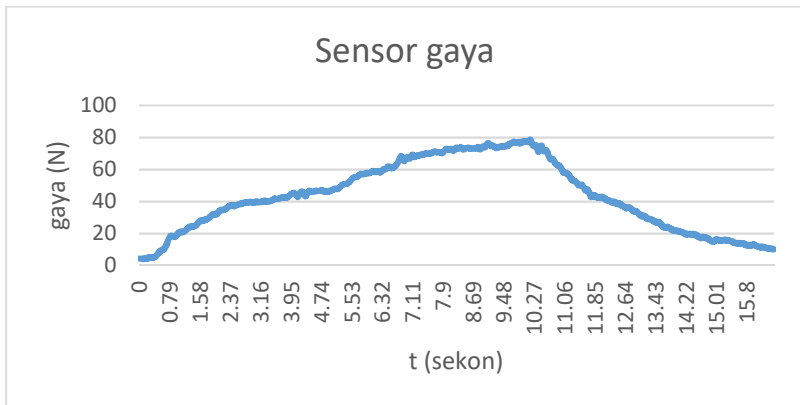
Sinyal keluaran *load cell* dari rangkaian *instrumentation amplifier* masih terdapat *noise* sehingga diperlukan rangkaian filter untuk menghilangkan *noise* tersebut. Pada penelitian ini filter yang digunakan

adalah *low pass filter* dengan nilai  $R = 1 \text{ k}\Omega$  dan  $C = 10 \text{ }\mu\text{F}$ . Filter ini memiliki nilai frekuensi *cut-off* yang dihitung berdasarkan Persamaan (3.1).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = \frac{1}{2 (3,14)(1 \text{ k}\Omega)(10 \text{ }\mu\text{F})}$$

$$f_c = 15,92 \text{ Hz}$$



Gambar 4. 35 Hasil percobaan sensor gaya selama 15,66 detik

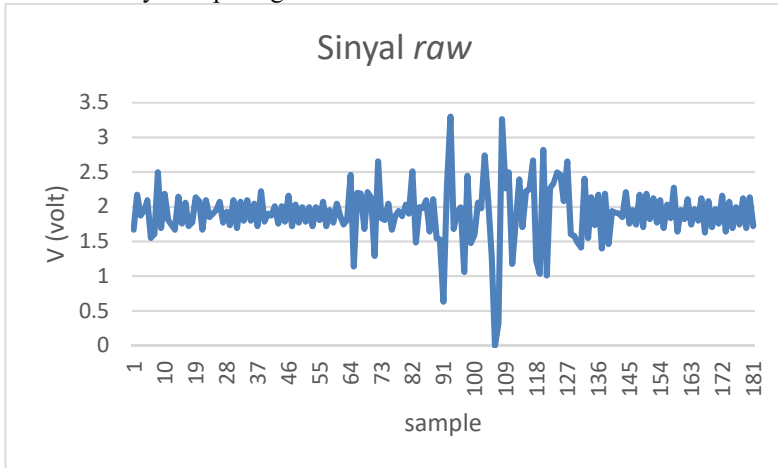
## 4.2 Pengujian dan Analisa Sistem

Pada pengujian sistem yaitu dengan menggunakan seluruh perangkat yaitu *electromyograph*, FES, serta sensor gaya. Pengujian pertama dilakukan dengan melakukan gerakan dasar ekstensi dan fleksi tanpa di stimulus. Pengujian kedua juga melakukan gerak dasar ekstensi dan fleksi dengan stimulasi. Pengujian ketiga, gerak dasar ekstensi dan stimulasi dengan kombinasi sensor gaya sebagai justifikasi sensor gaya. Setelahnya, dapat dilihat pada *load cell* perubahan gaya dorong yang dihasilkan.

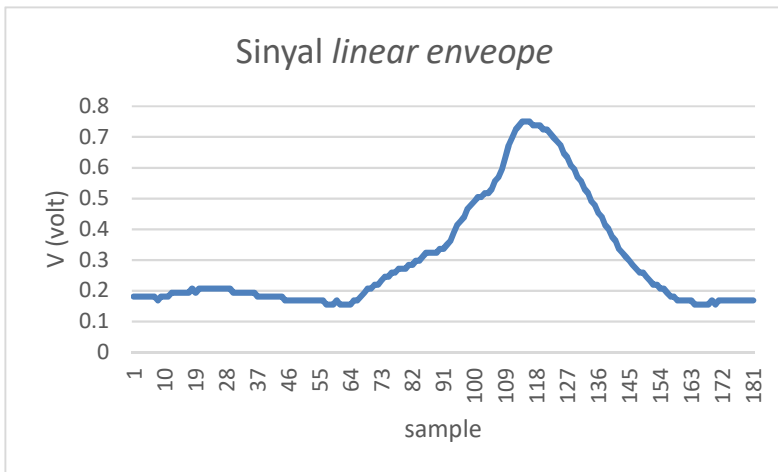
### 4.2.1 Pengujian dan Analisa sinyal EMG tanpa stimulasi

Pengujian pertama dilakukan dengan mencari sinyal EMG tanpa stimulasi pada subyek. Subyek akan melakukan gerak ekstensi dan juga gerak fleksi. Tujuan dari percobaan ini ialah sebagai informasi sinyal EMG yang belum di beri stimulasi.

- Subyek A pada gerak ekstensi

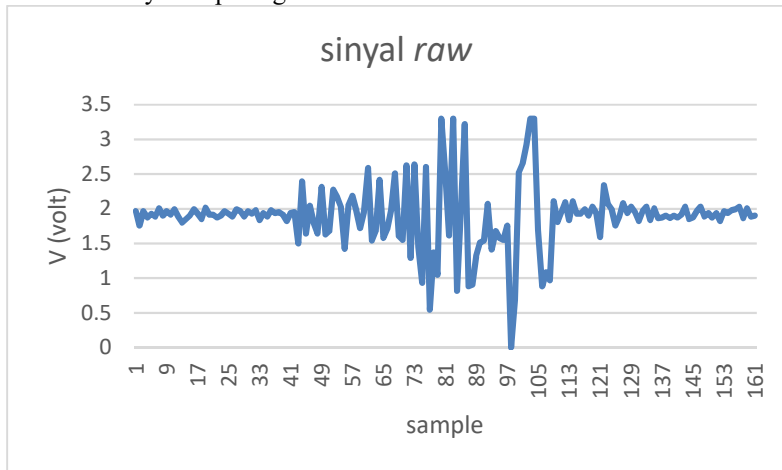


Gambar 4. 36 Hasil sinyal *raw* EMG pada gerak ekstensi

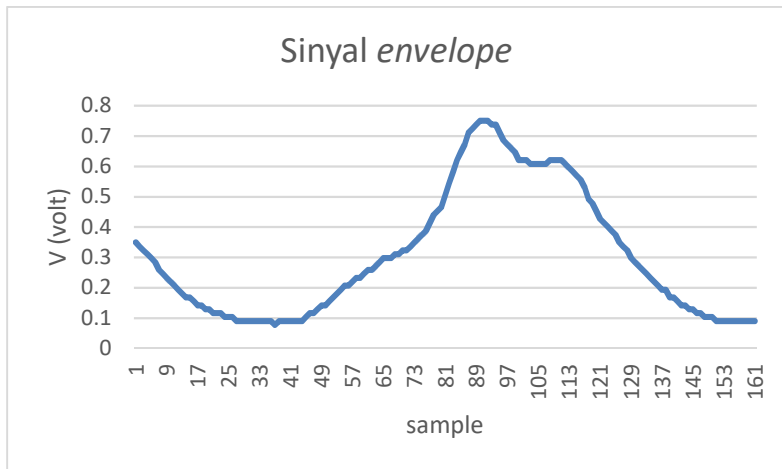


Gambar 4. 37 Hasil sinyal *linear envelope* EMG pada gerak Ekstensi

- Subyek A pada gerak fleksi

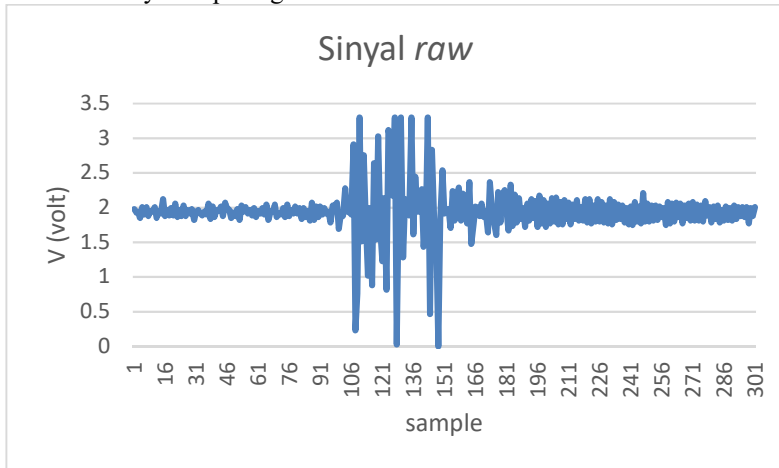


Gambar 4. 38 Hasil sinyal *raw* EMG pada gerak fleksi

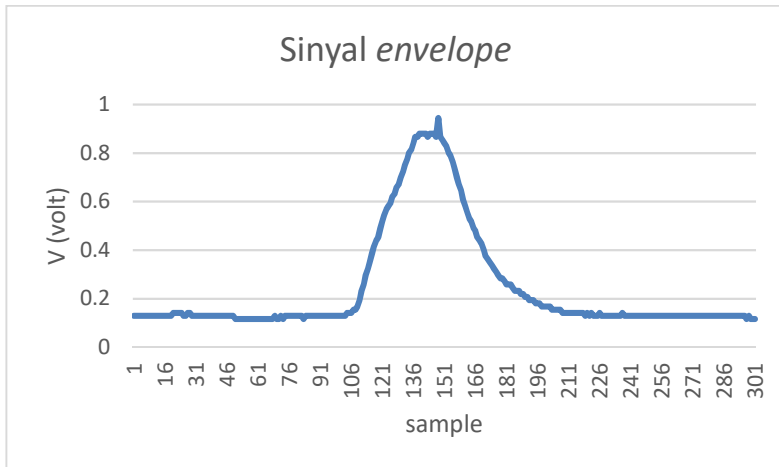


Gambar 4. 39 Hasil sinyal *linear envelope* EMG pada gerak fleksi

- Subyek B pada gerak ekstensi

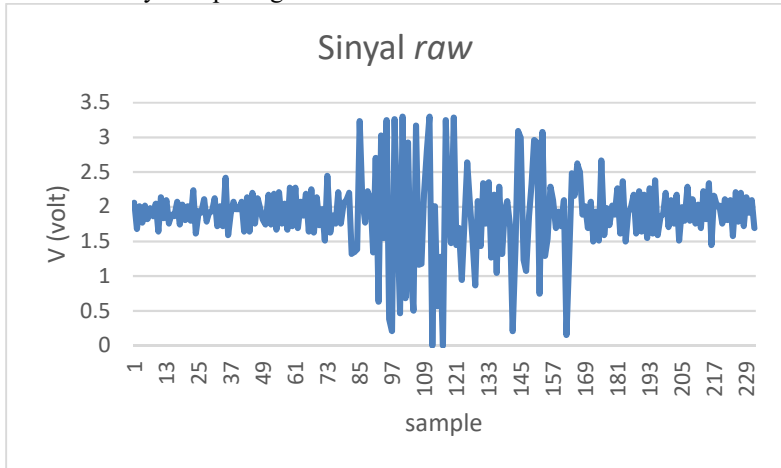


Gambar 4. 40 Hasil *sinyal raw* EMG pada gerak ekstensi

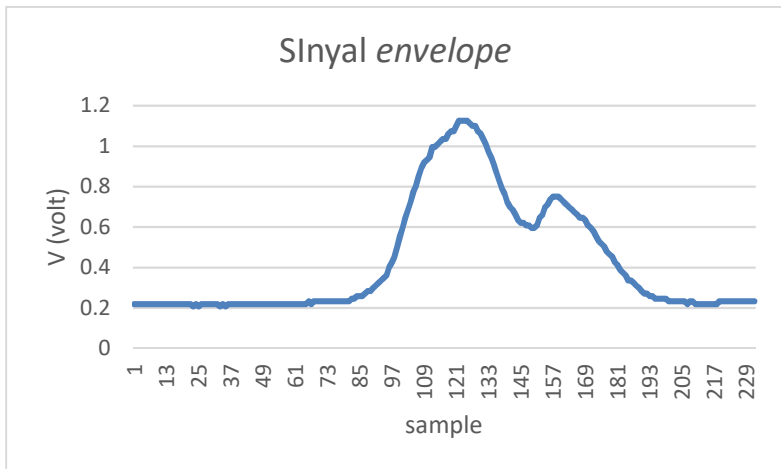


Gambar 4. 41 Hasil *sinyal linear envelope* EMG pada gerakan ekstensi

- Subyek B pada gerak fleksi



Gambar 4. 42 Hasil sinyal *raw* EMG pada gerakan fleksi



Gambar 4. 43 Hasil sinyal *linear envelope* EMG pada gerakan fleksi

#### 4.2.2 Pengujian dan Analisa sinyal EMG saat di sitmulasi

Sinyal EMG yang dihasilkan tercampur dengan sinyal stimulus dan juga sinyal yang tersadap menghasilkan  $V_{pp}$  (*peak-to-peak*) lebih

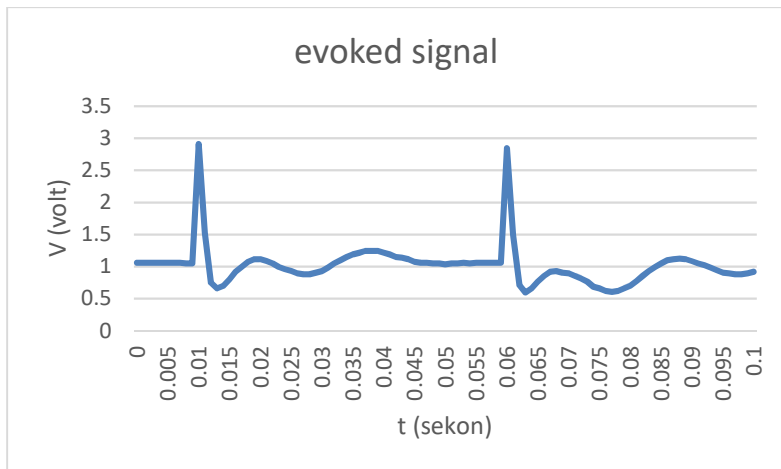
tinggi hingga mencapai 16 Volt, sehingga sinyal ini harus diredam dengan pembagi tegangan pada masukan dan keluaran instrumentasi EMG. Sinyal EMG yang terstimulus menghasilkan sinyal pulsa stimulus dengan *spike* serta sinyal *evoke* dari pembangkitan stimulus terhadap sinyal otot sebagai respon *myoelectric evoked*

- Gerak ekstensi *knee-joint*



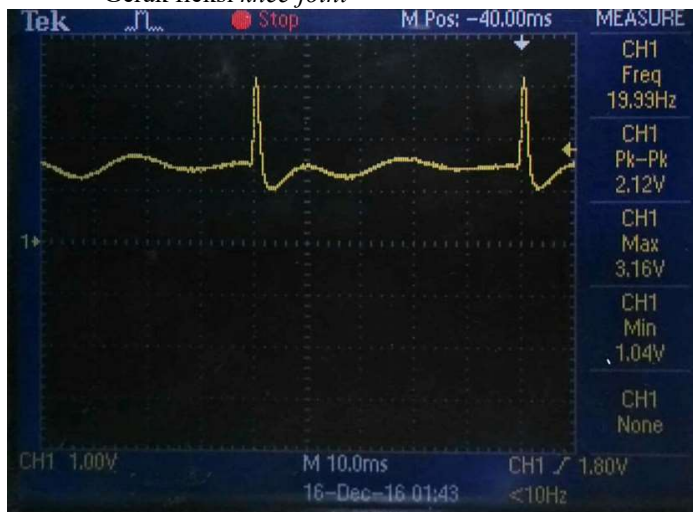
Gambar 4. 44 Gerak ekstensi pada osiloskop



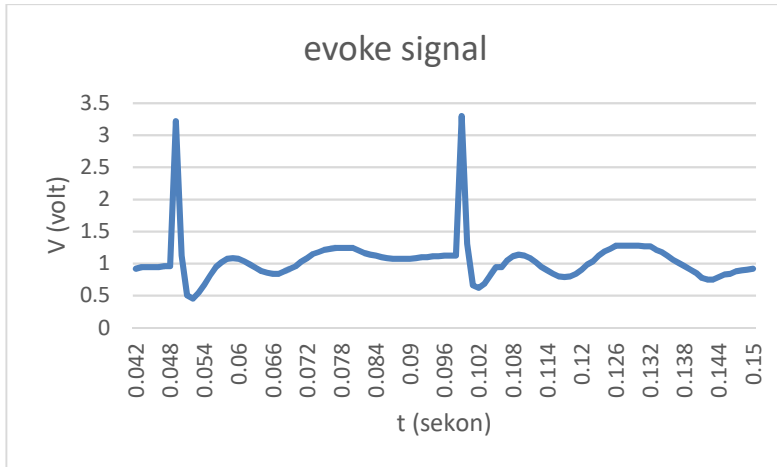


Gambar 4. 45 Gerak ekstensi setelah akuisisi mikrokontroler

- Gerak fleksi *knee-joint*



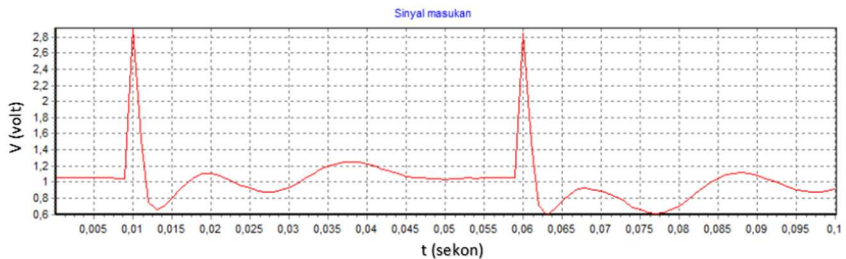
Gambar 4. 46 Gerak fleksi pada osiloskop



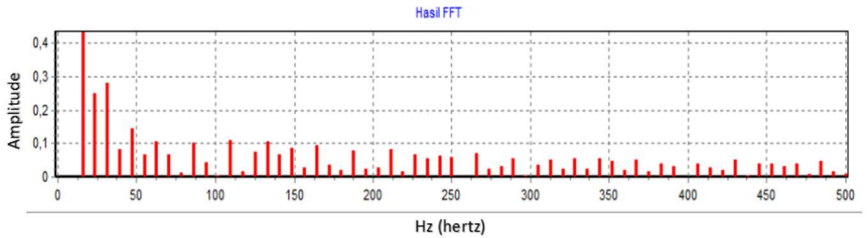
Gambar 4. 47 Gerak fleksi setelah akuisisi mikrokontroler

Setelah mengakuisisi sinyal *evoke* pada mikrokontroler maka selanjutnya mencari informasi spektrum frekuensi sinyal *evoke* dengan menggunakan FFT (*fast fourier transform*), agar sinyal yang di peroleh dapat di analisa sebagai *fatigue*. Pengujian dilakukan dengan menggunakan osiloskop dan juga program dengan delphi.

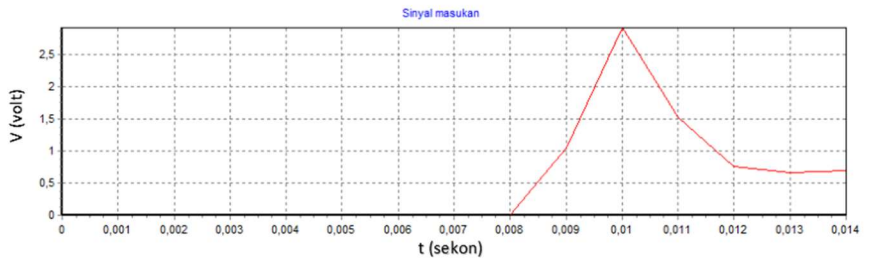
- Sinyal *evoke* pada gerak ekstensi *knee-joint*



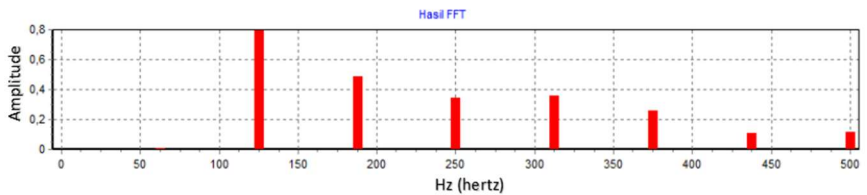
Gambar 4. 48 Sinyal *myoelectric* masukan gerak ekstensi *knee-joint*



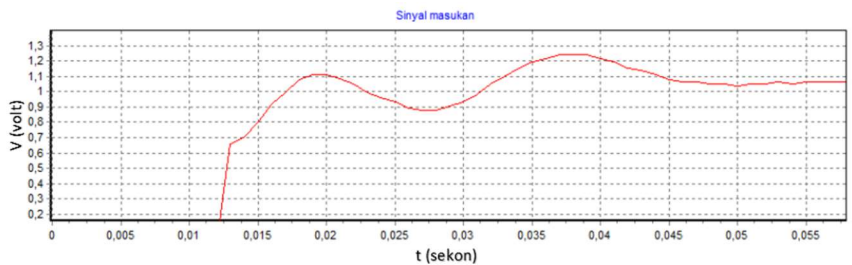
Gambar 4. 49 Hasil FFT dari sinyal *myoelectric* gerak ekstensi *knee-joint*



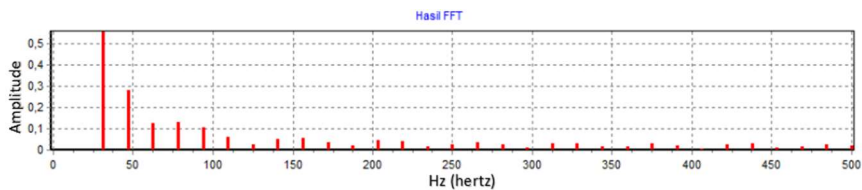
Gambar 4. 50 Masukan sinyal *spike* pada gerak ekstensi *knee-joint*



Gambar 4. 51 Hasil FFT dari sinyal *spike* gerak ekstensi *knee-joint*

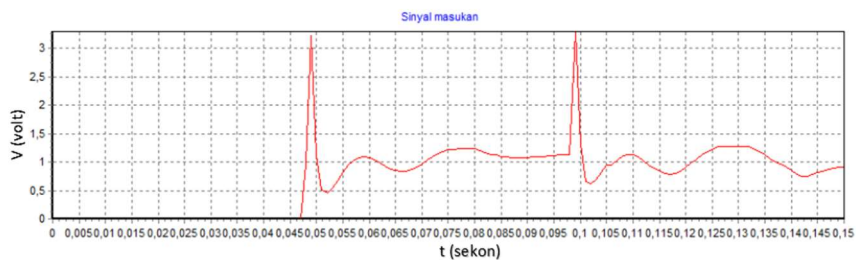


Gambar 4. 52 Sinyal masukan respon *myoelectric* pada gerak ekstensi *knee-joint*

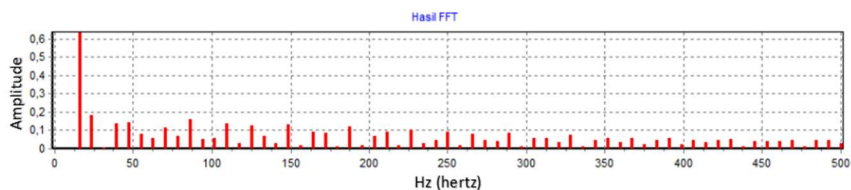


Gambar 4. 53 Hasil FFT dari sinyal respon *myoelectric* pada gerak ekstensi *knee-joint*

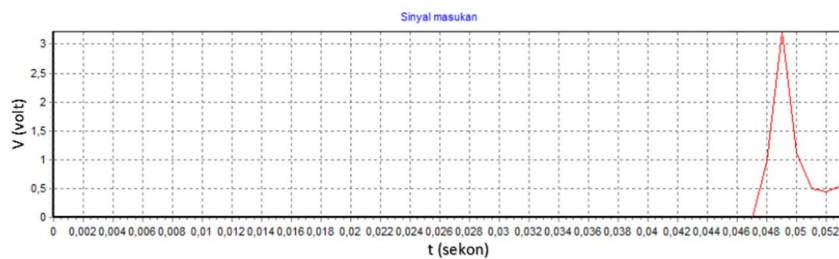
- Sinyal *evoke* pada gerak fleksi *knee-joint*



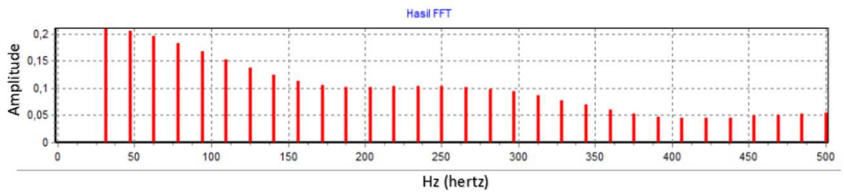
Gambar 4. 54 sinyal masukan *myoelectric* pada gerak fleksi *knee-joint*



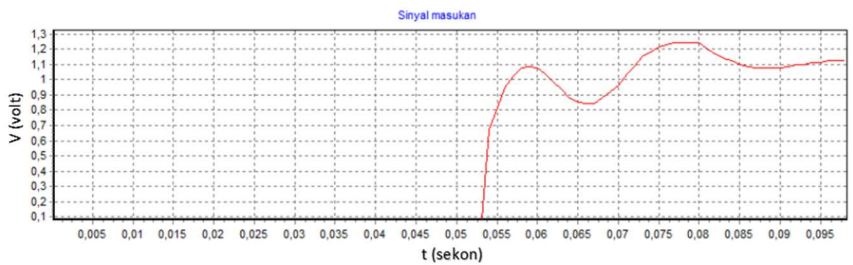
Gambar 4. 55 Hasil FFT dari sinyal *myoelectric* pada gerak fleksi *knee-joint*



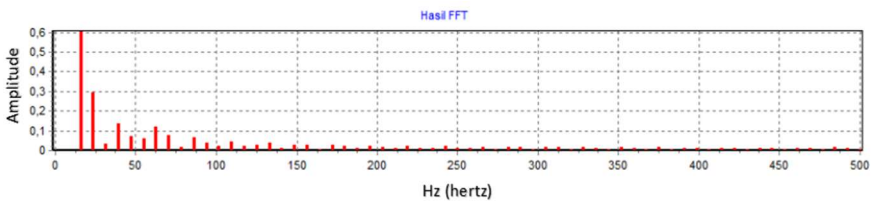
Gambar 4. 56 Masukan sinyal *spike* pada gerak fleksi *knee-joint*



Gambar 4. 57 Hasil FFT dari sinyal *spike* pada gerak fleksi *knee-joint*

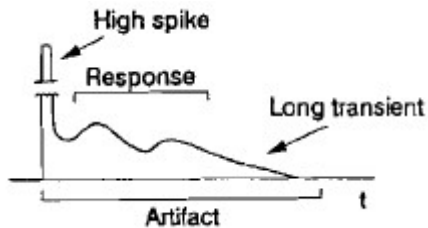


Gambar 4. 58 sinyal masukan respon *myoelectric* pada gerak fleksi *knee-joint*

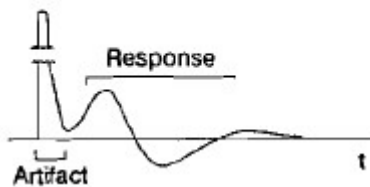


Gambar 4. 59 Hasil FFT dari sinyal respon *myoelectric* pada gerak fleksi *knee-joint*

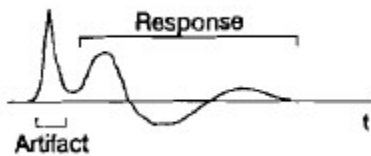
Menurut *paper* [16] telah terdapat referensi beberapa respon sinyal setelah di stimulus. Pada percobaan ini, saya hanya mengambil data raw dari instrumentasi EMG saja, karena sinyal *envelope* yang terstimulus hanya menyebabkan kenaikan level tegangan. Maka data dari sinyal *envelope* yang terstimulasi tidak dapat dijadikan informasi sebagai analisa *fatigue*. Terdapat beberapa pengaruh penekana artefak yang diusulkan oleh Knaflitz dan Merletti (lihat Gambar 4.58, Gambar 4.59, Gambar 4.60, Gambar 4.61).



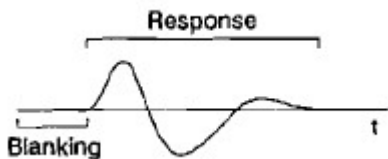
Gambar 4. 60 Sinyal direkam tanpa adanya teknik penghilangan artefak.



Gambar 4. 61 Sinyal direkam dengan stimulasi *hybrid*, artefak *long-tail* secara substansial berkurang



Gambar 4. 62 Sinyal direkam dengan stimulasi *hybrid* dan pembatasan *slew rate*. *Spike* diturunkan untuk mengatasi saturasi

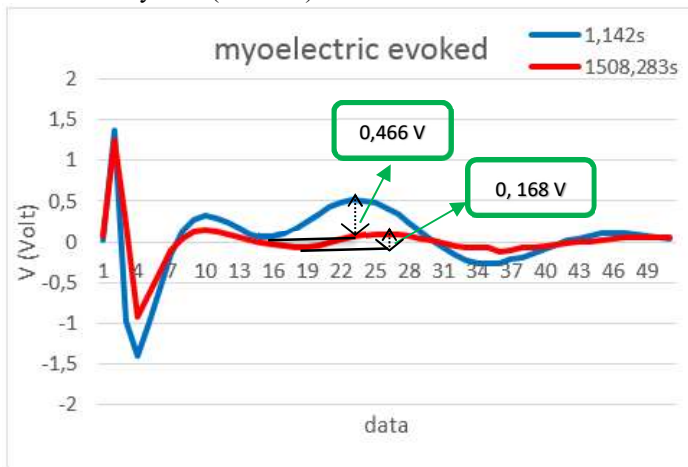


Gambar 4. 63 Sinyal direkam seperti Gambar 4.60 dengan sisa artefak *blanking* didapatkan dengan *time windowing*

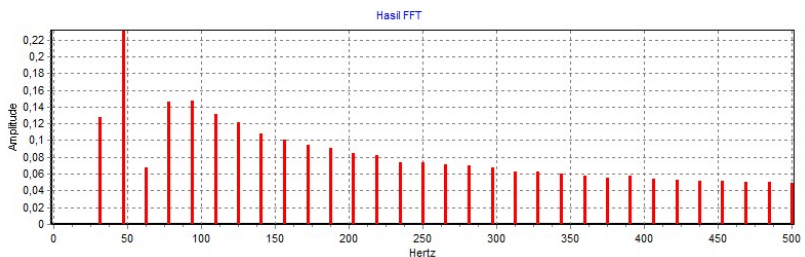
#### 4.2.3 Pengujian dan Analisa deteksi kelelahan

Pengujian sebagai pendeteksian otot yang mengalami *fatigue* akan di lakukan dengan membandingkan sinyal saat awal stimulasi dengan sinyal yang sudah beberapa lama stimulasi. Pengujian ini dilakukan dengan justifikasi dari sensor gaya dan juga keluhan yang dirasakan oleh subyek itu sendiri. Pengambilan data ini masih menghadirkan artefak berupa sinyal *spike* hasil stimulasi.

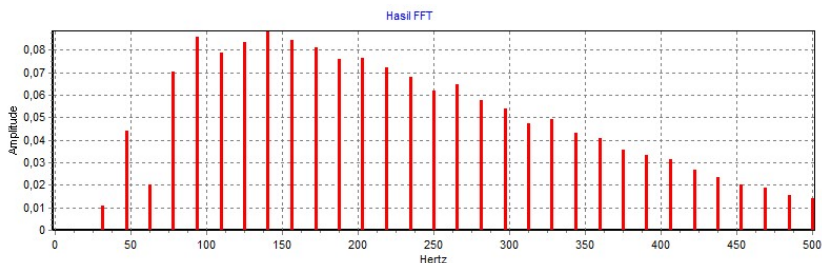
➤ Subyek A (ekstensi)



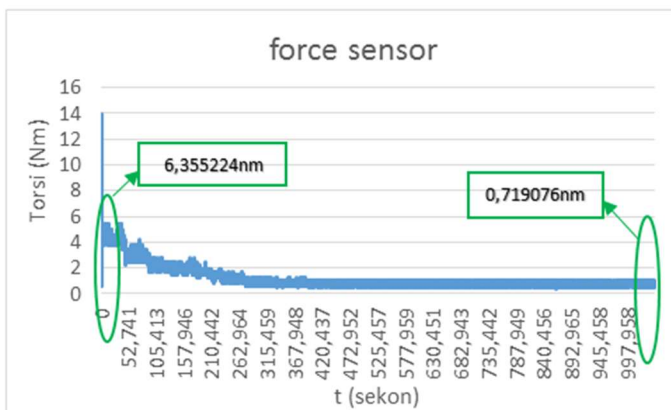
Gambar 4. 64 Hasil sinyal *myoelectric* pada subyek A gerakan ekstensi



Gambar 4. 65 Hasil FFT pada waktu ke-1,142 sekon gerakan ekstensi



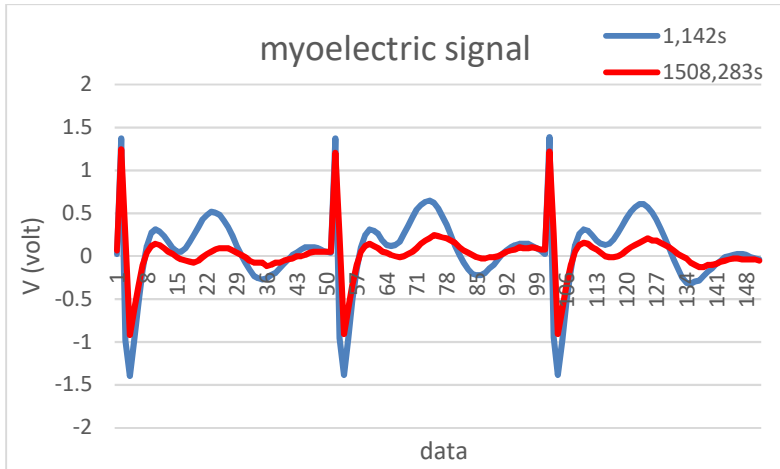
Gambar 4. 66 Hasil FFT pada waktu ke-1508 sekon gerakan ekstensi



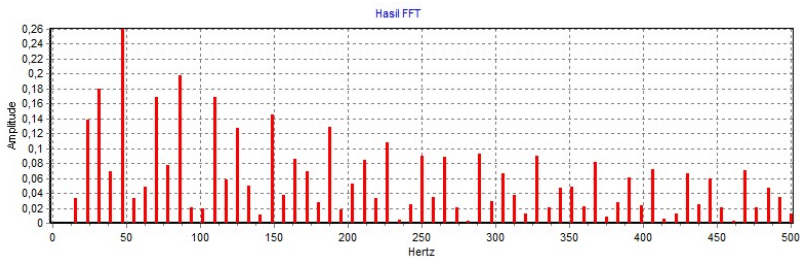
Gambar 4. 67 Hasil pembacaan sensor subyek A pada gerakan ekstensi

Subyek A pada gerak ekstensi ini di stimulus dengan tegangan 80 V selama kurang lebih 30 menit dengan frekuensi stimulus 20 Hz, pada pembacaan torsi dari keluaran *force sensor* yang telah di rata –rata terdapat penurunan torsi dari sinyal pertama terhadap sinyal kedua. Hasil sinyal respon *myoelectric* yang didapatkan terjadi penurunan amplitudo dari sinyal awal stimulus sebesar 0,298 V dan juga menghasilkan bentuk sinyal yang terlihat lebih panjang.

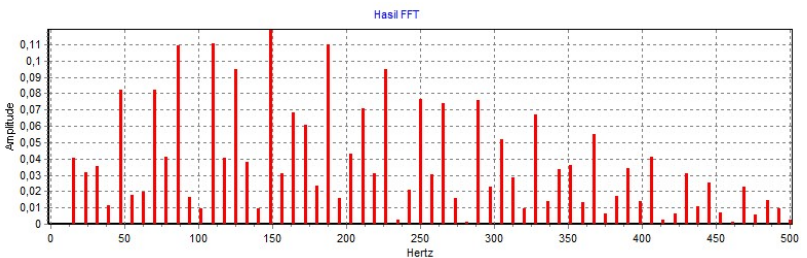




Gambar 4. 68 Hasil pengambil 3 sinyal pulsa pada gerakan ekstensi

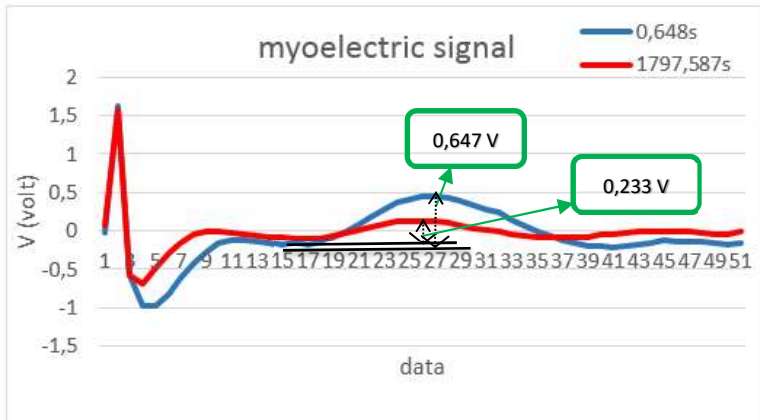


Gambar 4. 69 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan ekstensi

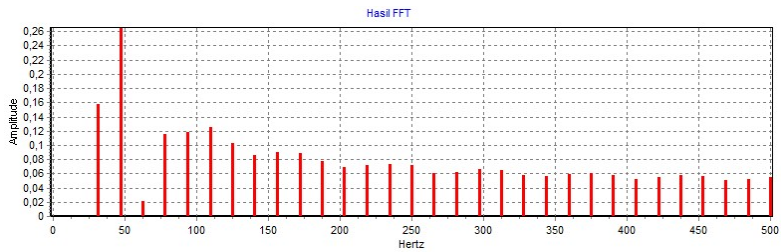


Gambar 4. 70 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1508 sekon gerakan ekstensi

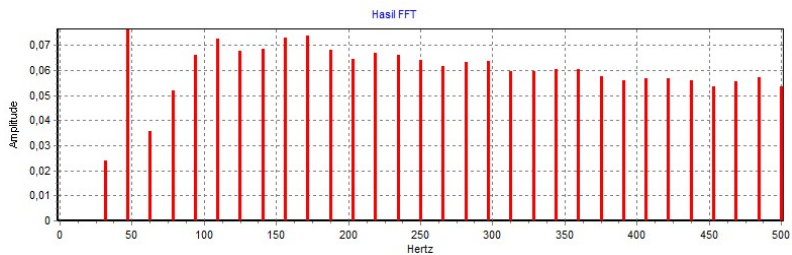
➤ Subyek A (fleksi)



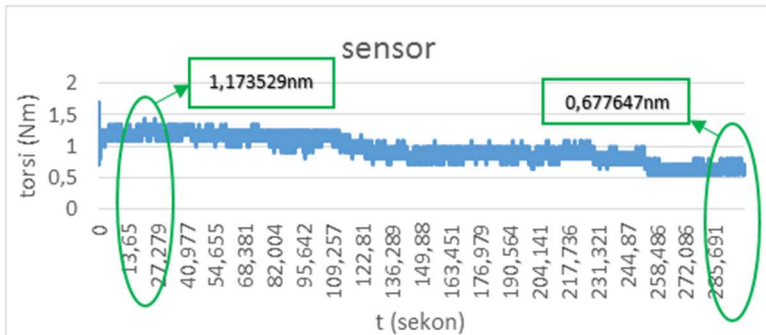
Gambar 4. 71 Hasil sinyal *myoelectric* pada subyek A gerakan fleksi



Gambar 4. 72 Hasil FFT pada waktu ke-0,6 sekond gerakan fleksi

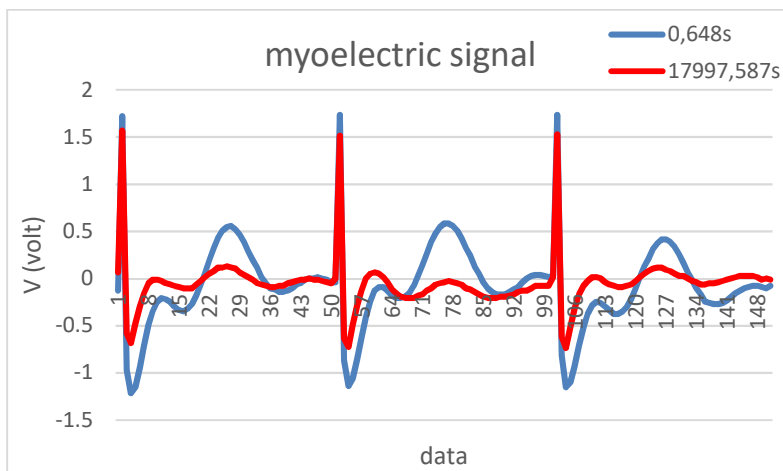


Gambar 4. 73 Hasil FFT pada waktu ke-1797 sekond gerakan fleksi

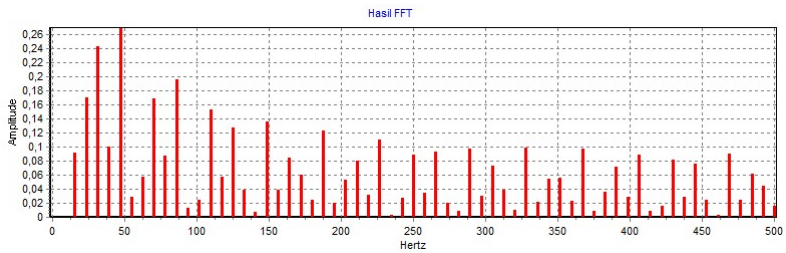


Gambar 4. 74 Hasil pembacaan sensor subyek A pada gerakan fleksi

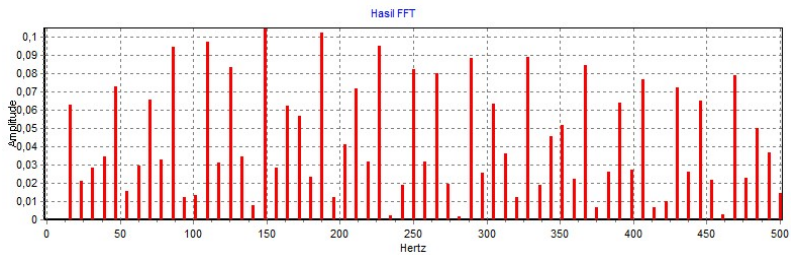
Subyek A pada gerak fleksi ini distimulus dengan tegangan 80V selama kurang lebih 30 menit. Dari grafik dapat dilihat bahwa hasil torsi menurun dari sinyal pertama terhadap sinyal kedua. Hasil sinyal respon *myoelectric* mengalami penurunan amplitudo sebesar 0,414 V terhadap sinyal respon pertama. Sinyal respon *myoelectric* yang kedua juga terjadi perubahan bentuk gelombang.



Gambar 4. 75 Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan fleksi

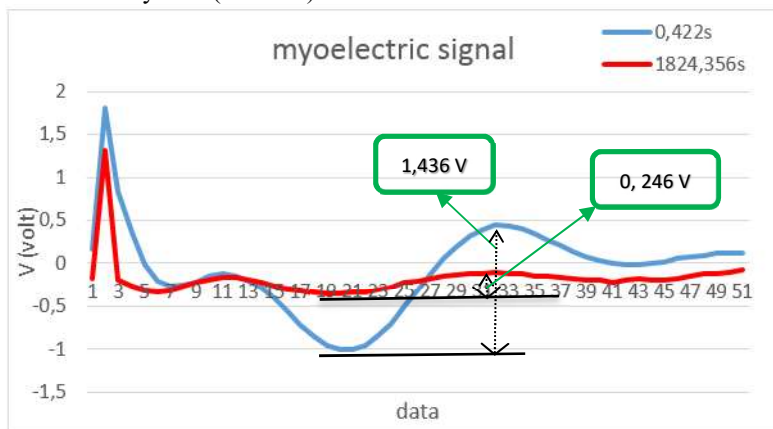


Gambar 4. 76 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-0,6 sekon gerakan fleksi

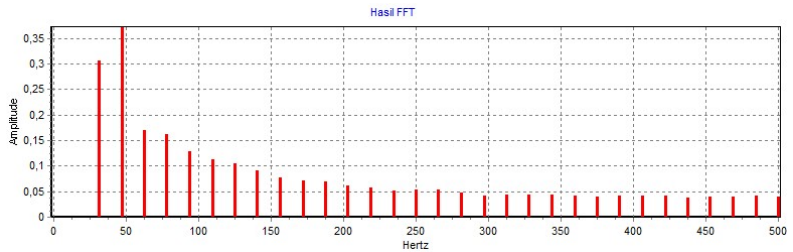


Gambar 4. 77 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1797 sekon gerakan fleksi

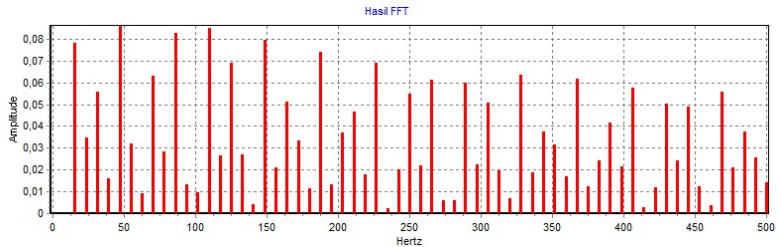
➤ Subyek B (ekstensi)



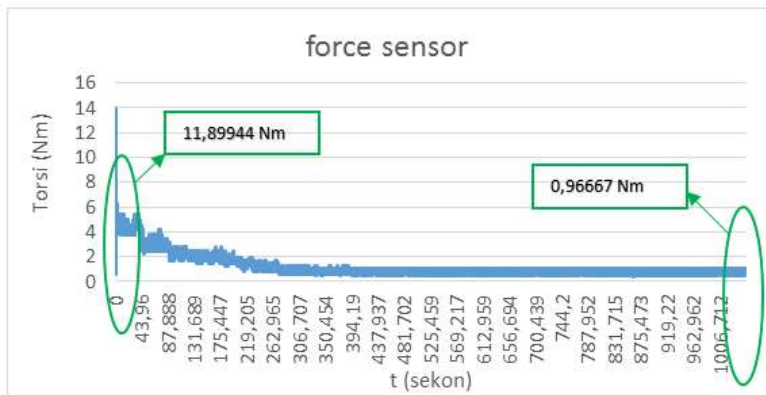
Gambar 4. 78 Hasil sinyal *myoelectric* subyek B pada gerakan ekstensi



Gambar 4. 79 Hasil FFT pada waktu ke-0,4 sekond gerakan ekstensi



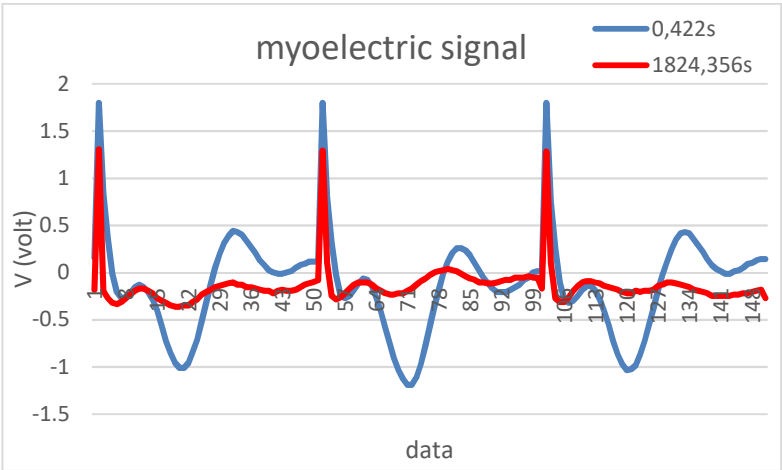
Gambar 4. 80 Hasil FFT pada waktu ke-1824 sekond gerakan ekstensi



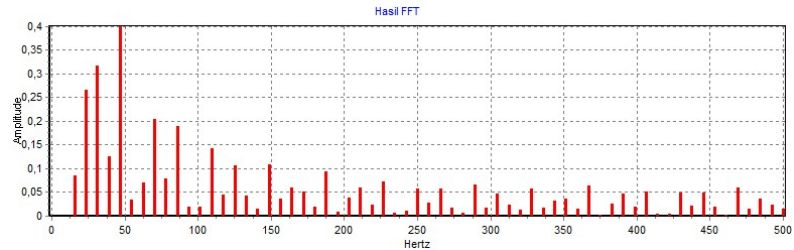
Gambar 4. 81 Hasil pembacaan sensor subyek B pada gerakan ekstensi

Pada subyek B pada gerak ekstensi di stimulasi dengan tengangan 80V selama kurang lebih 30 menit. Dari hasil grafik sensor

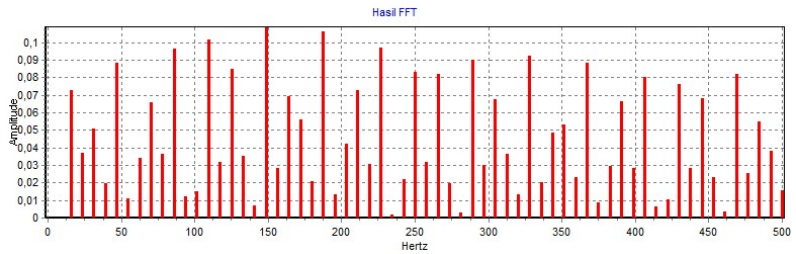
terlihat penurunan torsi yang dihasilkan, sedangkan sinyal *myoelectric* yang dihasilkan menunjukkan bentuk respon yang semakin berbeda dari bentuk sinyal pada waktu ke-0,422 detik. Hasil sinyal respon *myoelectric* pada juga mengalami penurunan amplitudo sebesar 1,190 V.



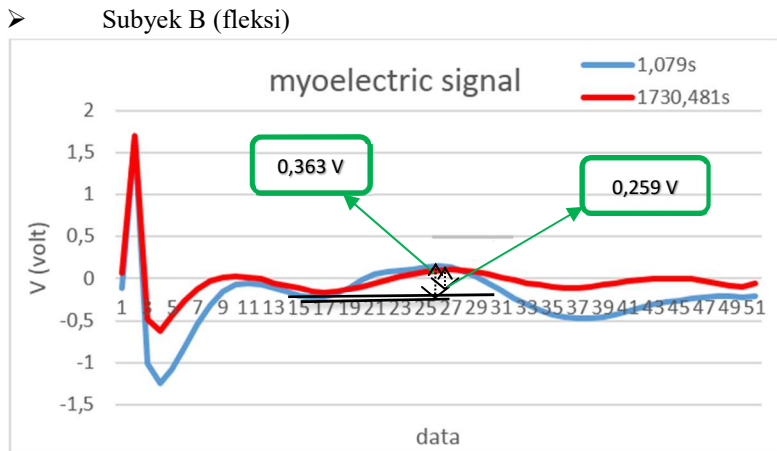
Gambar 4. 82 Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan ekstensi



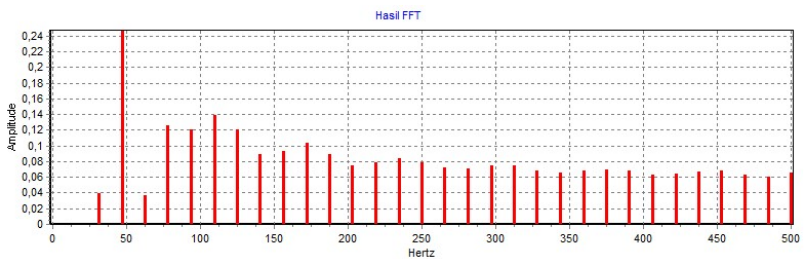
Gambar 4. 83 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-0,4 sekon gerakan ekstensi



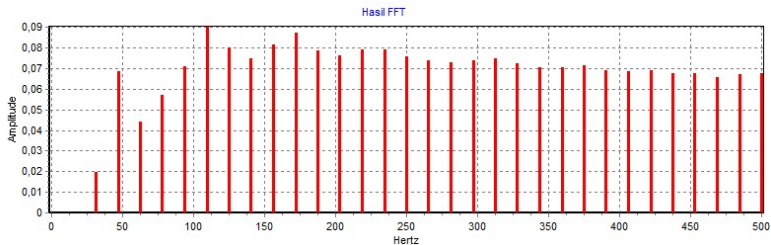
Gambar 4. 84 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1824 sekon gerakan ekstensi



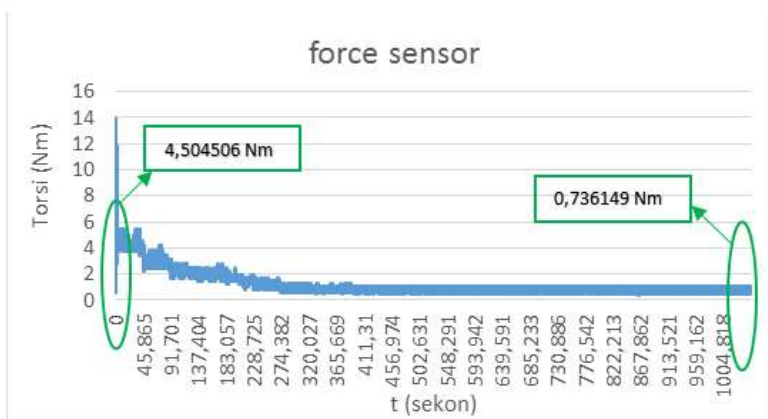
Gambar 4. 85 Hasil sinyal *myoelectric* pada subyek B gerakan fleksi



Gambar 4. 86 Hasil FFT pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi



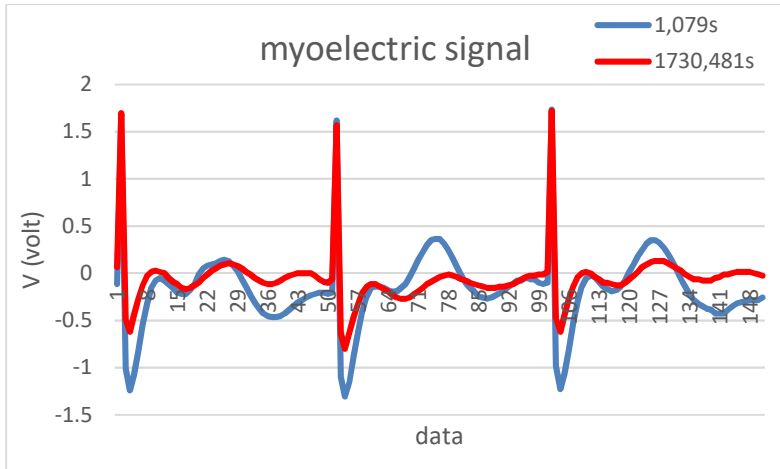
Gambar 4. 87 Hasil FFT pada waktu ke-1730 sekon gerakan fleksi



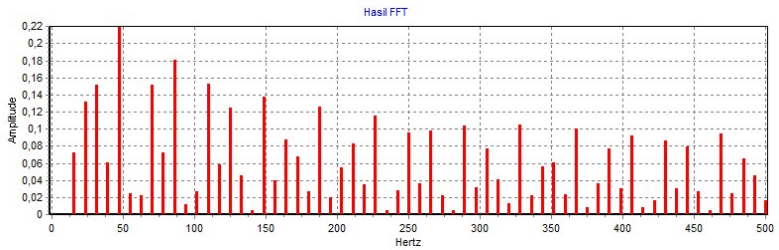
Gambar 4. 88 Hasil pembacaan sensor subyek B pada gerakan fleksi

Subyek B pada gerak fleksi distimulasi tegangan 80V selama kurang lebih 30 menit. Hasil sinyal respon *myoelectric* pada waktu ke-1730,481 detik terjadi penurunan amplitudo sebesar 0,104 V dibandingkan sinyal hasil respon pada waktu ke-1,079 detik. Sinyal *myoelectric* juga menghasilkan perbedaan bentuk sinyal jika dibandingkan dengan pada waktu ke- 1,079 detik. Hasil ini juga dijustifikasi dengan penurunan hasil keluaran nilai torsi dari sensor.

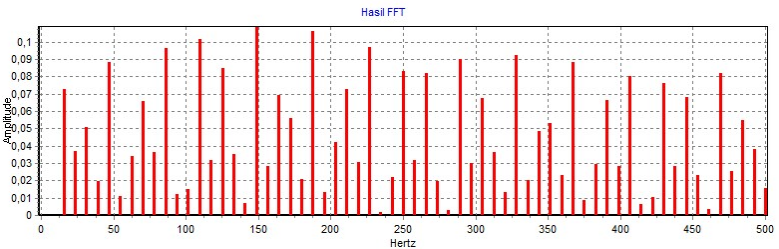




Gambar 4. 89 Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan fleksi

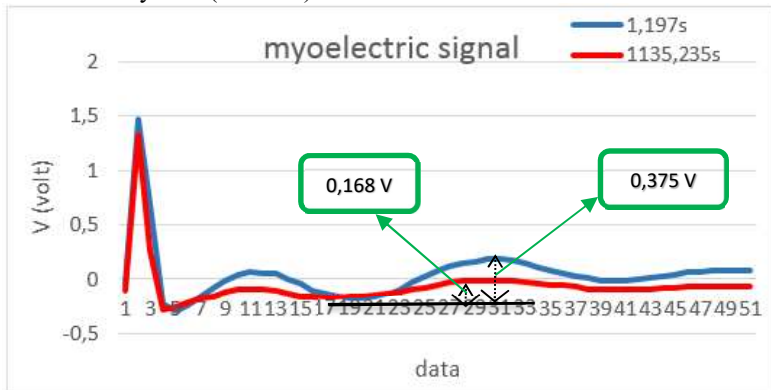


Gambar 4. 90 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi

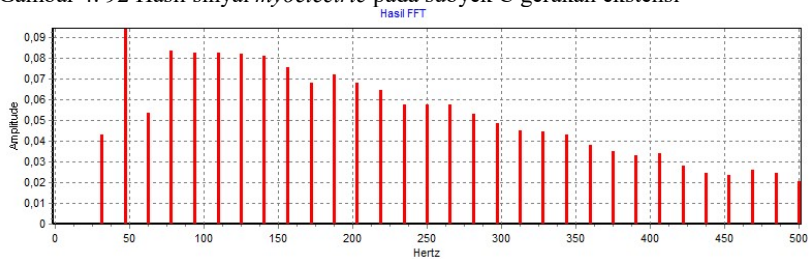


Gambar 4. 91 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1730 sekon gerakan fleksi

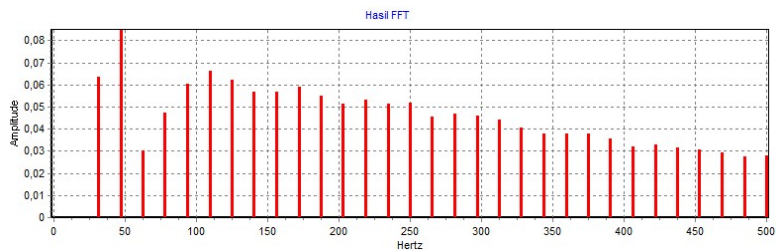
➤ Subyek C (ekstensi)



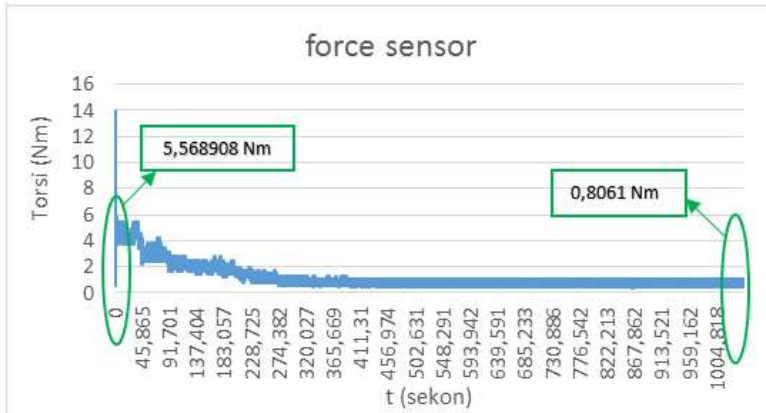
Gambar 4. 92 Hasil sinyal *myoelectric* pada subyek C gerakan ekstensi



Gambar 4. 93 Hasil FFT pada waktu ke-1 sekon gerakan ekstensi

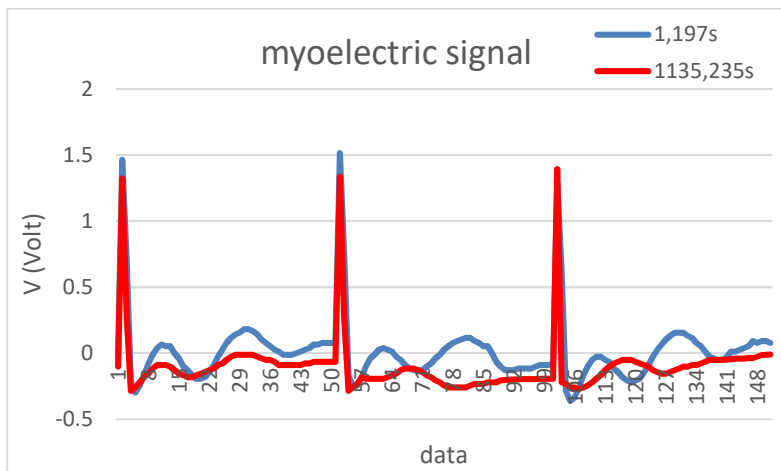


Gambar 4. 94 Hasil FFT pada waktu ke-1135 sekon gerakan ekstensi

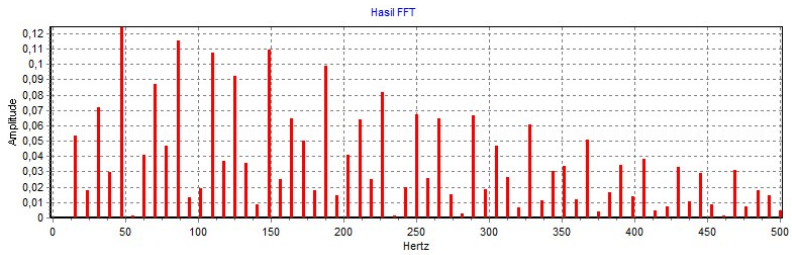


Gambar 4. 95 Hasil pembacaan sensor subyek C pada gerakan ekstensi

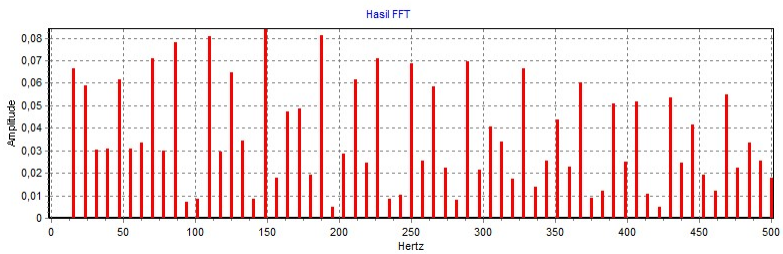
Subyek C pada gerak ekstensi distimulasi dengan tegangan 70V selama kurang lebih 30 menit. Hasil respon sinyal *myoelectric* pada waktu ke-1135 detik mengalami penurunan amplitudo sebesar 0,207 V terhadap sinyal respon pada waktu ke-1,197 detik, dan juga perubahan bentuk dari sinyal hasil respon.



Gambar 4. 96 Hasil pengambilan 3 sinyal pada gerakan ekstensi

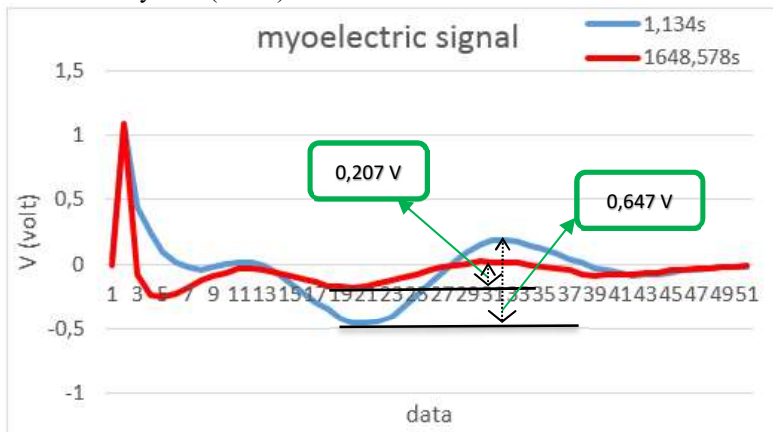


Gambar 4. 97 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan ekstensi

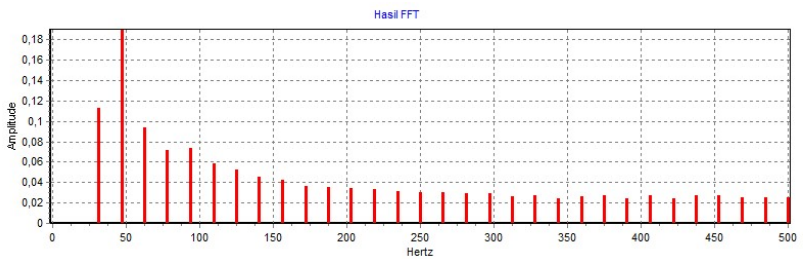


Gambar 4. 98 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1.135 sekon gerakan ekstensi

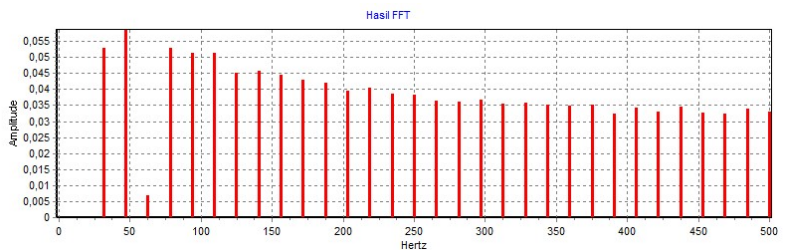
➤ Subyek C (fleksi)



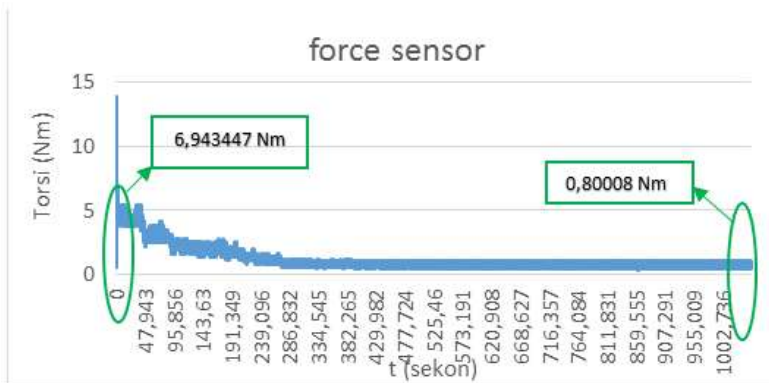
Gambar 4. 99 Hasil sinyal *myoelectric* subyek C pada gerakan fleksi



Gambar 4. 100 Hasil FFT pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi

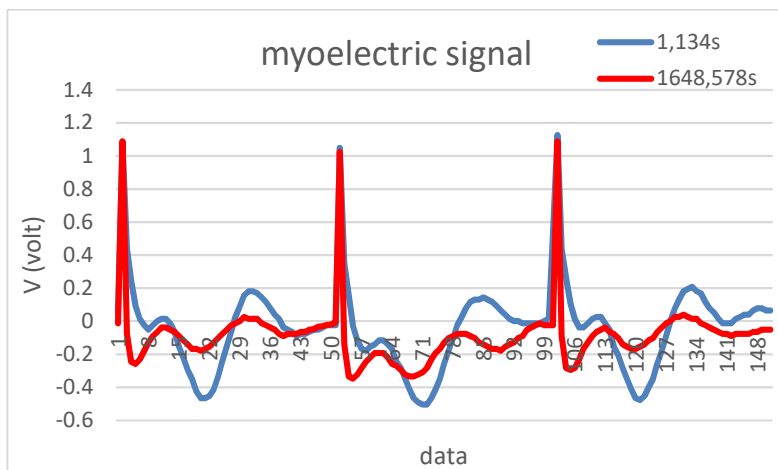


Gambar 4. 101 Hasil FFT pada waktu ke-1648 sekon gerakan fleksi

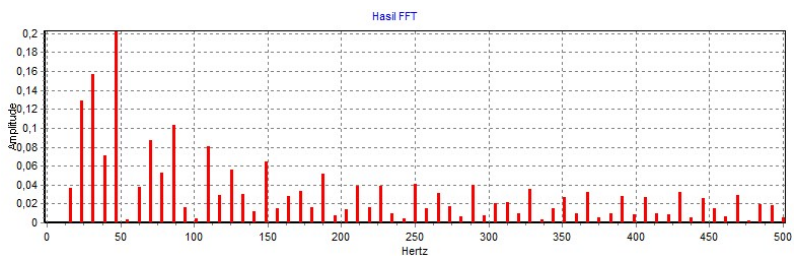


Gambar 4. 102 Hasil pembacaan sensor subyek C pada gerakan fleksi

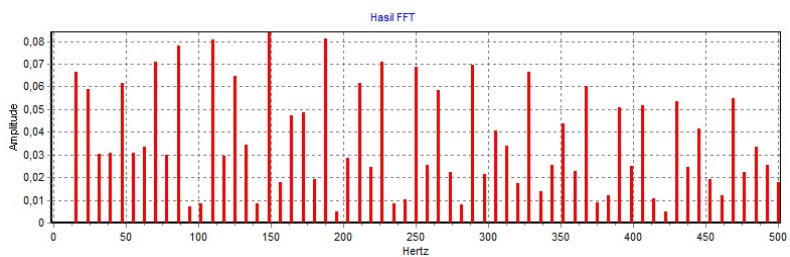
Subyek C pada gerak fleksi distimulasi dengan tegangan 70V selama kurang lebih 30 menit. Hasil sinyal respon *myoelectric* pada waktu ke-1648 detik mengalami penurunan amplitudo sebesar 0,44 V dan juga bentuk sinyal pada waktu ke-1648 detik mengalami perbedaan terhadap waktu ke-1,134 detik. Hasil ini dijustifikasi oleh penurunan sensor gaya.



Gambar 4. 103 Hasil pengambilan 3 sinyal pulsa pada gerakan fleksi



Gambar 4. 104 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1 sekon gerakan fleksi



Gambar 4. 105 Hasil FFT 3 sinyal pulsa pada waktu ke-1648 sekon gerakan fleksi

Tabel 4. 10 Hasil perbandingan nilai amplitudo sinyal respon *myoelectric*

subyek	waktu (sekon)	amp 1 (Volt)	amp 2 (Volt)	peak-to-peak(V) (Volt)	selisih amp (Volt)
(A) ekstensi	1,142	0,519	0,053	0,466	0,298
	1508,283	0,092	-0,076	0,168	
(A) fleksi	0,648	0,454	-0,193	0,647	0,414
	1797,587	0,131	-0,102	0,233	
(B) ekstensi	0,442	0,428	-1,008	1,436	1,19
	1824,356	-0,102	-0,348	0,246	
(B) fleksi	1,079	0,144	-0,219	0,363	0,104
	1730,481	0,092	-0,167	0,259	
(C) ekstensi	1,197	0,182	-0,193	0,375	0,207
	1135,235	-0,012	-0,18	0,168	
(C) fleksi	1,134	0,182	-0,465	0,647	0,44
	1648,578	0,027	-0,18	0,207	
(D) ekstensi	0,18	0,195	-0,633	0,828	0,511
	1841,223	-0,083	-0,4	0,317	
(D) fleksi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi
(E) ekstensi	0,163	0,131	-0,193	0,324	-0,53
	1793,888	0,156	-0,698	0,854	
(E) fleksi	0,584	0,247	-0,581	0,828	0,091
	1829,727	0,156	-0,581	0,737	
(F) ekstensi	0,306	0,234	-0,387	0,621	0,621
	310,569	0	0	0	
(F) fleksi	0,983	-0,038	-0,18	0,142	0,025
	1514,582	-0,141	-0,258	0,117	
(G) ekstensi	0,294	0,221	-0,18	0,401	-0,065
	1544,066	0,131	-0,335	0,466	
(G) fleksi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi



Tabel 4. 11 lanjutan dari tabel 4.10

subyek	waktu (sekon)	amp 1 (Volt)	amp 2 (Volt)	peak-to- peak (Volt)	selisih amp (Volt)
(H) ekstensi	1,734	0,118	-0,555	0,673	0,026
	1841,76	0,053	-0,594	0,647	
(H) fleksi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi
(I) ekstensi	0,16	0,182	-0,167	0,349	0,026
	1889,651	0,027	-0,296	0,323	
(I) fleksi	0,159	0,001	-0,478	0,479	0,272
	1761,378	-0,025	-0,232	0,207	

Tabel 4. 12 Tabel hasil penurunan torsi dari sensor gaya

subyek	sensor (Nm)	selisih sensor (Nm)
(A) ekstensi	6,355224	5,636148
	0,719076	
(A) fleksi	1,172539	0,494892
	0,677647	
(B) ekstensi	11,89944	10,93277
	0,96667	
(B) fleksi	4,504506	3,768257
	0,736249	
(C) ekstensi	5,568968	4,762868
	0,8061	
(C) fleksi	6,943447	6,143367
	0,80008	
(D) ekstensi	355769	355768,82
	0,18	
(D) fleksi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi
(E) ekstensi	13,60433	12,559326
	1,045004	
(E) fleksi	1,5335959	0,4885919
	1,045004	
(F) ekstensi	8,549567	7,746804
	0,802763	
(F) fleksi	2,202701	1,305974
	0,896727	
(G) ekstensi	1,448459	0,702606
	0,745853	

Tabel 4. 13 lanjutan dari tabel 4.12

subyek	sensor (Nm)	Selisih sensor (Nm)
(G) fleksi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi
(H) ekstensi	3,566771	2,767365
	0,799406	
(H) fleksi	Tidak stimulasi	Tidak stimulasi
(I) ekstensi	1,174882	0,368782
	0,8061	
(I) fleksi	4,956188	4,237112
	0,719076	

*-halaman ini sengaja dikosongkan-*

## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan perancangan yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa sinyal EMG dapat diakuisisi dengan instrumen EMG yang terdiri dari penguat instrumentasi dengan penguatan sebesar 328 kali, HPF +40 dB/dec 20 Hz, LPF -40 dB/dec 500 Hz dan BSF +40dB/dec 50 Hz, tegangan adder pada rangkaian *adder amplifier* ialah 1,5 V, serta frekuensi sampling sebesar 1000 Hz. *Electrical stimulator* yang dirancang sudah dapat menghasilkan sinyal dengan tegangan maksimum sebesar 98 Volt, dengan frekuensi 20Hz dan lebar pulsa 200  $\mu$ S. *Electrical stimulator* ini sudah dapat menstimulus otot bagian *knee-joint* dengan gerakan dasar ekstensi dan fleksi. Sensor gaya yang di rancang juga sudah dikalibrasi dan juga sudah dapat diakuisisi pada mikrokontroler. Terdapat rangkaian *voltage divider* untuk menghasilkan sinyal EMG yang terstimulasi lebih rendah agar dapat diakuisisi mikrokontroler yang memiliki tegangan referensi 3,3 Volt. Secara keseluruhan sistem yang dirancang sudah dapat mengakuisisi sinyal EMG yang terstimulasi dengan baik.

Dari hasil pengujian sinyal EMG saat diberi stimulus, menghasilkan sinyal *spike* yang diikuti respon yang dinamakan *electrically myoelectric evoked*. Respon *electrically myoelectric evoked* tersebut akan dilihat perubahannya saat beberapa menit stimulasi. Percobaan terhadap subyek dengan stimulasi selama 30 menit tanpa berhenti didapatkan amplitudo hasil respon *myoelectric* terjadi penurunan dengan rata – rata penurunan amplitudo sebesar 0,25378 V untuk gerak ekstensi dan 0,2243 V untuk gerak fleksi, sedangkan untuk penurunan gaya torsi mulai terlihat turun pada menit ke-5 hingga menit ke-7 sudah sampai pada posisi semula kaki sebelum di stimulus, dari justifikasi sensor tersebut otot sudah mulai dikatakan lelah untuk melakukan gerakan. Nilai rata – rata penurunan torsi dari awal stimulasi hingga akhir stimulasi sebesar 39534,92 Nm untuk gerak ekstensi dan 2,739699Nm untuk gerak fleksi.

#### 5.2 Saran

Saran yang dapat diberikan untuk pengembangan penelitian selanjutnya ialah menambahkan jumlah otot yang akan di deteksi kelelahannya saat distimulus, sehingga dapat perlakuan khusus pada

pasien yang ototnya sudah mengalami kelelahan. Instrumentasi EMG yang dirancang harus dimodifikasi lagi untuk dapat meredam sinyal EMG yang terstimulasi agar dapat diakuisisi di mikrokontroler dan juga dapat dicoba untuk penambahan rangkaian dengan metode *blanking hardware* untuk menghilangkan sinyal *spike* yang muncul saat stimulasi. Stimulator yang didesain bisa menghasilkan bentuk sinyal stimulus yang dapat dimodulasi agar pasien tidak cepat mengalami kelelahan otot lebih cepat. Fleksibilitas hardware juga sebaiknya ditingkatkan dengan mengkomunikasikan dengan bluetooth atau wireles agar perangkat instrumentasi EMG dan stimulator dapat dengan mudah diintegrasikan. Mekanik dari perancangan detektor gaya berupa *load cell* juga dapat dikembangkan agar subyek lebih nyaman saat distimulasi yang cukup lama. Untuk penelitian selanjutnya dapat dilakuak pengukuran sudut dari kaki sebagai keterangan tambahan dari kelelahan pada otot.

## DAFTAR PUSTAKA

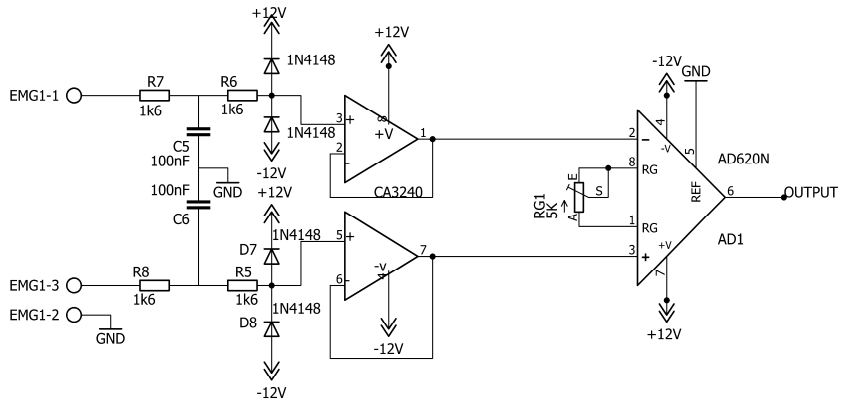
- [1] Arrofiqi, Fauzan. “*Pengembangan Perangkat Wearable untuk Pengukuran Gerakan Manusia dan Rehabilitasi Kemampuan Berjalan Menggunakan Functional Electrical Stimulation System*”, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2015
- [2] A.Arifin (2010), Materi Mata Kuliah Pengenalan Bidang Riset.
- [3] Bambang Supeno, Rachmad Setiawan, Achmad Arifin, 2012.”*Disain Wireless Functional Electrical Stimulator menggunakan X-Bee Pro*”, 2012.
- [4] Hubli, M., Bolliger, M., Limacher, E., R. Luft, A., Dietz, V. “*Spinal neuronal dysfunction after stroke. Experimental Neurology*”, 2012.
- [5] Cheryl ,L.L., Chen, S., Hwang, Y.S., Ho, C.S., Chen, C.C., Chen, S.C., Chen, Y.L., May. “*Application of FES for Hemiplegia in Extremity Coordination Training*”. In: (iCBBE) 2011 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. Presented at the (iCBBE) 2011 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, pp.1-4.
- [6] VPG Transducers. “*Load cell technology*”. Document Number: 11866. 2015
- [7] Azman, A.W., Naeem, J., Mustafah, Y.M., July. “*The design of non-invasive functional electrical stimulation (FES) for restoration of muscle function*”, in: 2012 International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCCE). Presented at the 2012 International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCCE), pp.612-616.
- [8] Hunter, Sandra K., Jacques Duchateau., Enoka, Roger M. “*Muscle Fatigue and the Mechanism of Task Failure*”. Universite Libre de Bruxelles, Belgium. 2004.
- [9] Enoka, Roger M., Jacques Duchateu. “*Muscle fatigue: what, why, and how it influnece muscle function*”.Universite Libre de Bruxelles, Belgium. 2008.

- [10] Pujiono, "*Rangkaian Elektronika Analog*", Graha Ilmu. Yogyakarta. 2006.
- [11] Rusyadi Wihardi, "*Pemrosesan Sinyal EMG sebagai Pola Awal Functional Electrical Stimulation untuk Restorasi Gerakan Berjalan pada Manusia*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2016.
- [12] AD620 datasheet, Analog Device, 2010.
- [13] Modul *Biomedical Signal Amplifier* mod EB-B1/EV, Electronica Veneta.
- [14] Iwan Sugriwan, Melania Suweni Muntini, Yono Hadi Pramono, "*Desain dan Karakterisasi Load Cell Tipe CZL601 sebagai Sensor Massa untuk Mengukur Derajat Layu pada Pengolahan Teh Hitam*". Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2010
- [15] Li Tan, "*Digital Signal Processing, Fundamental and Application*". Devry University. Decature, Georgia.
- [16] Roberto Merletti, Marco Knaflitz, Carlo J.DeLuca. "*Electrically Evoked Myoelectric Signal*". Critical reviews in Biomedical Engineering. 19(4):293-340(1992).

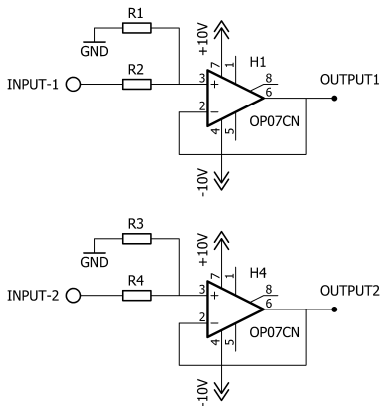


## LAMPIRAN A SKEMATIK RANGKAIAN

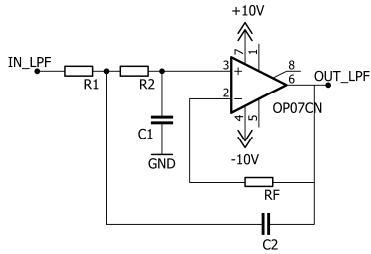
- *Instrumentation Amplifier + Passive Filter*



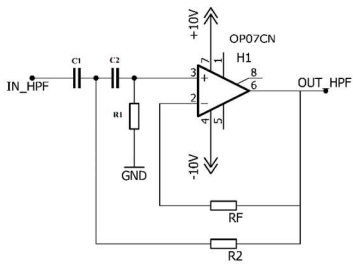
- *Voltage Divider*



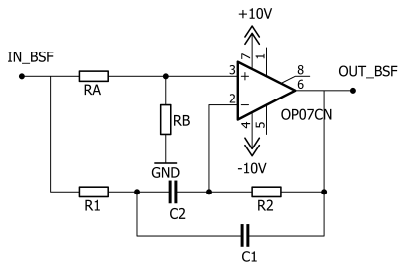
- *Low Pass Filter*



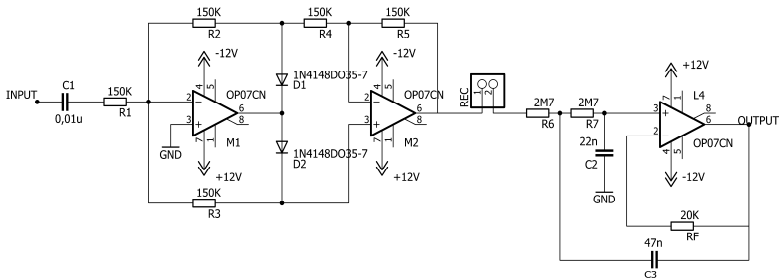
- *High Pass Filter*



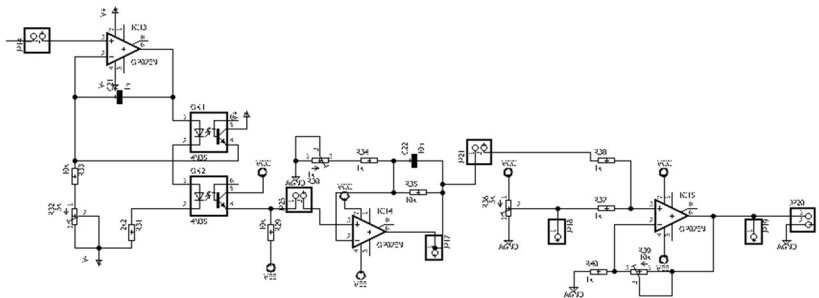
- *Band Stop Filter/ notch*



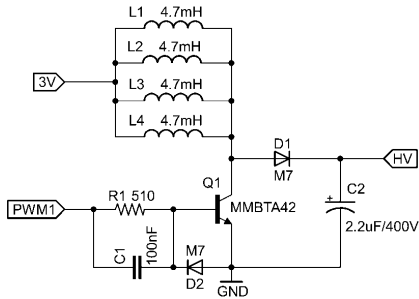
- *Rectifier + Low Pass Filter*



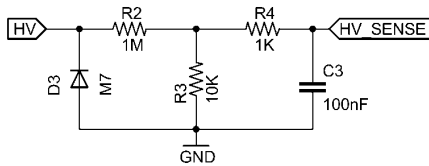
- *Isolation Amplifier + Adder Amplifier*



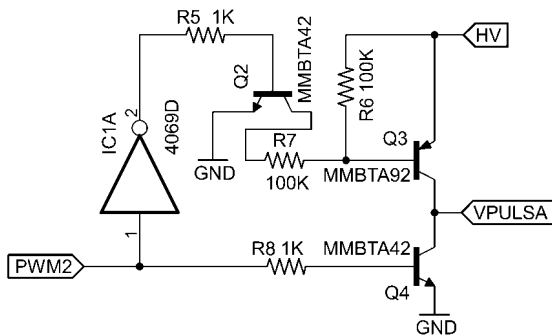
- *Boost converter*



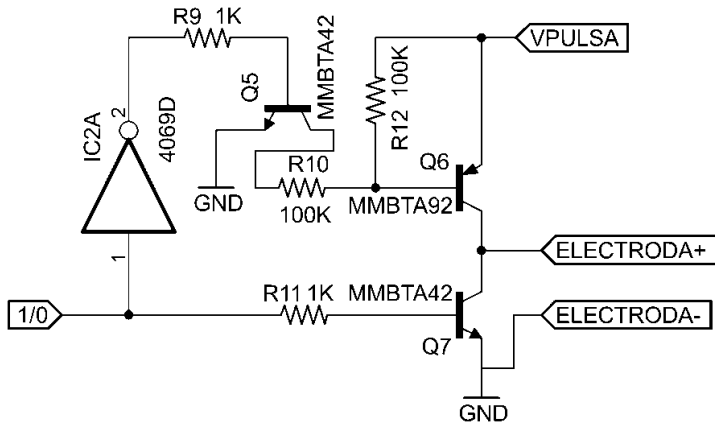
- *Feedback Boost Converter*



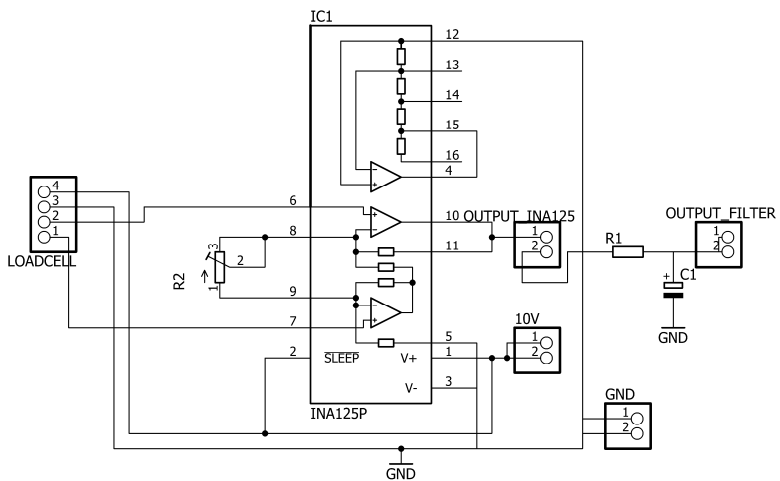
- Rangkaian pembangkit pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100 V.



- Rangkaian *driver channel*



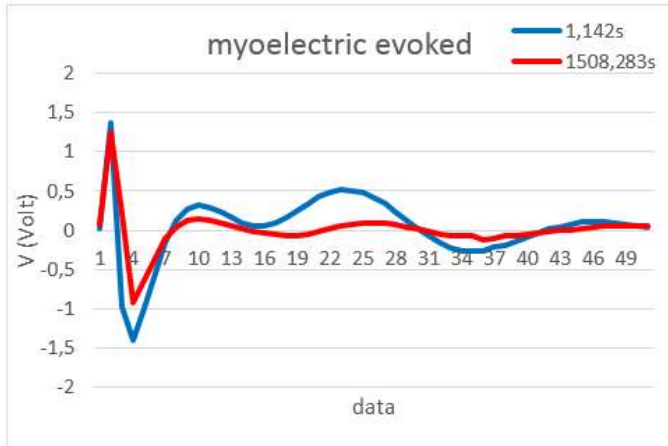
- Rangkaian penguat *load cell*



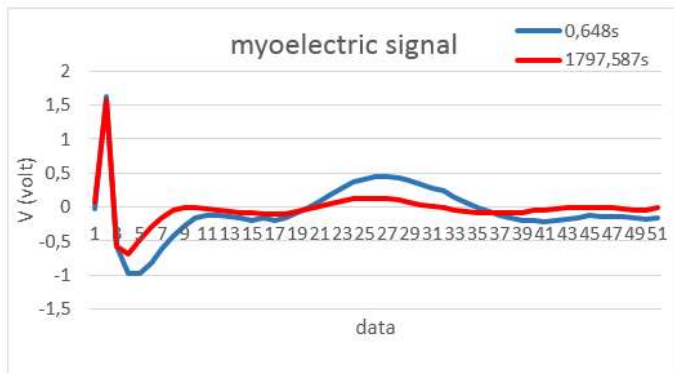
*-halaman ini sengaja dikosongkan-*

## LAMPIRAN B DATA PENGUJIAN

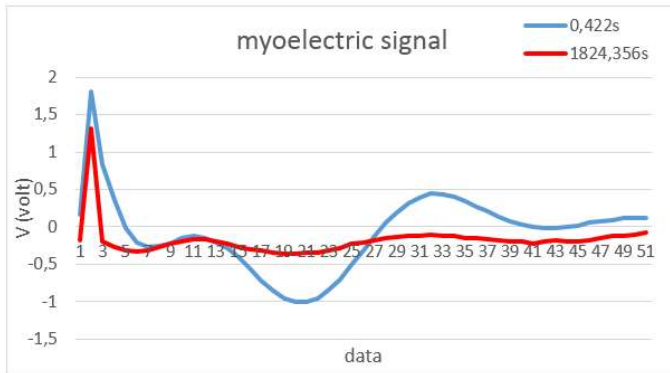
- Subjek A (ekstensi)



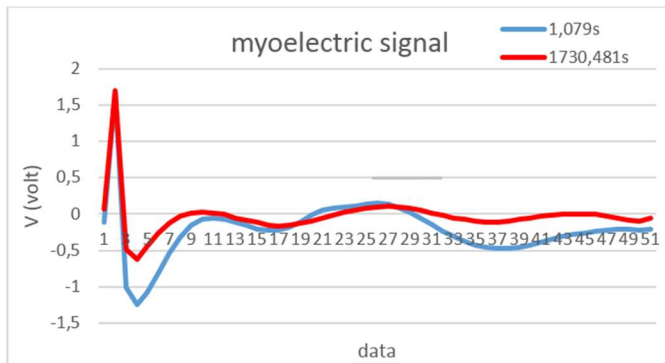
- Subjek A (fleksi)



- Subyek B (ekstensi)

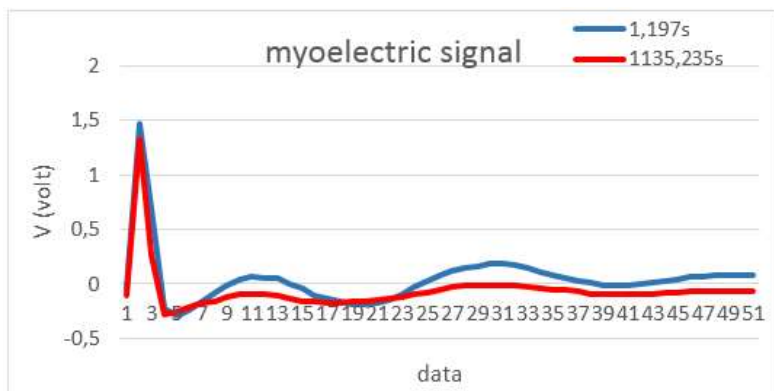


- Subyek B (fleksi)

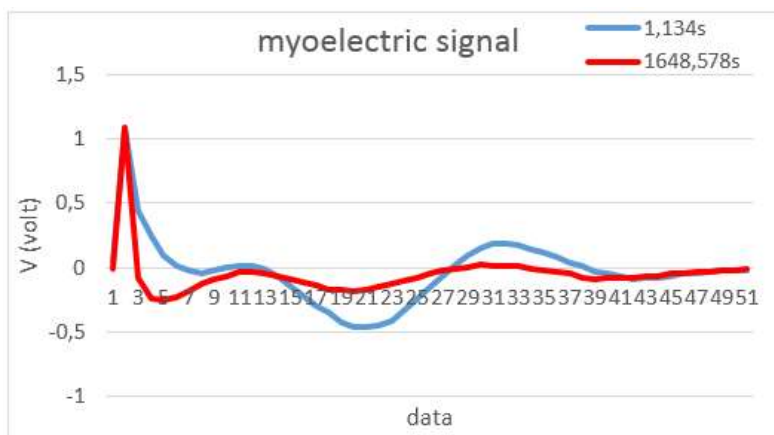




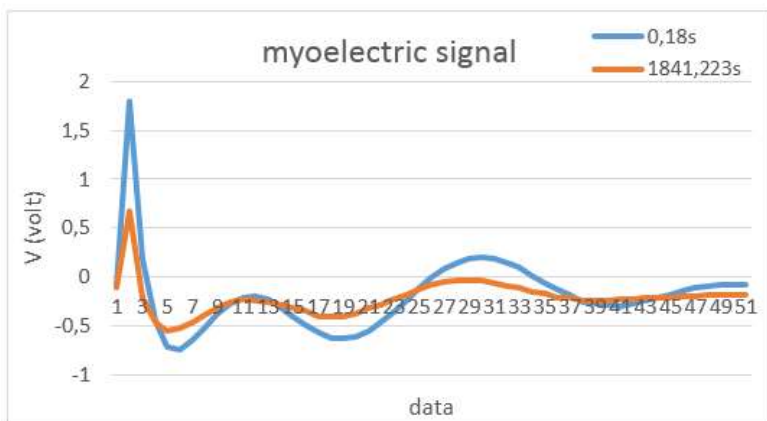
○ Subyek C (ekstensi)



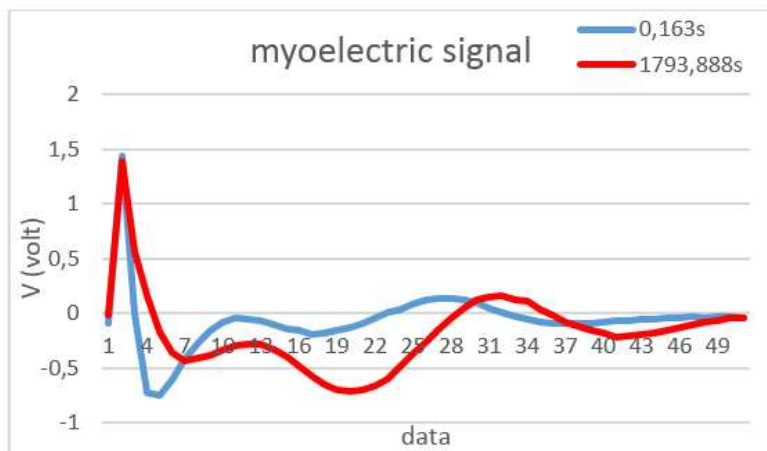
○ Subyek C (fleksi)



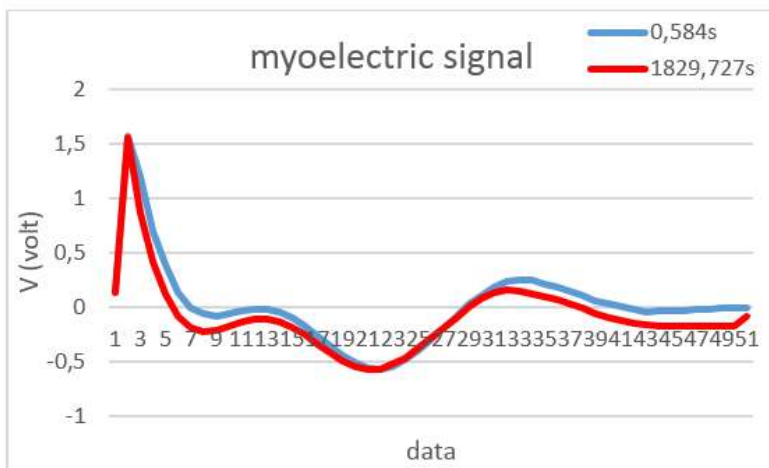
- Subyek D (ekstensi)



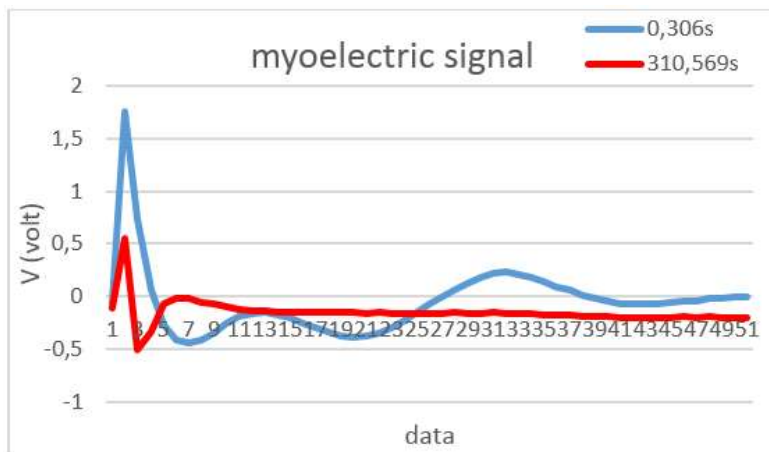
- Subyek E (ekstensi)



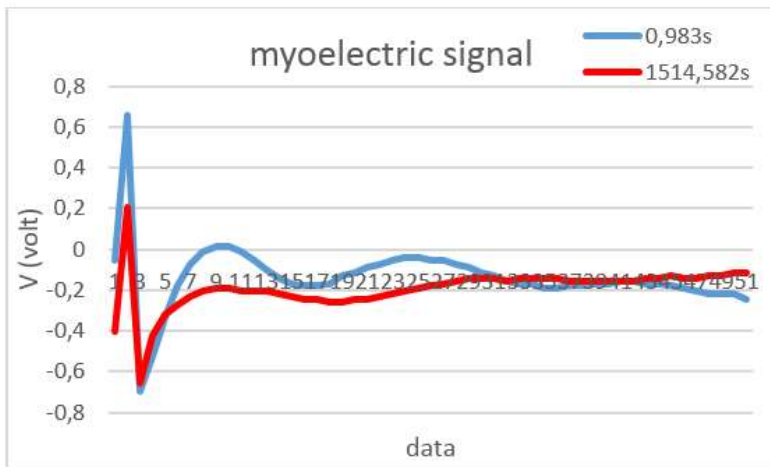
- Subyek E (fleksi)



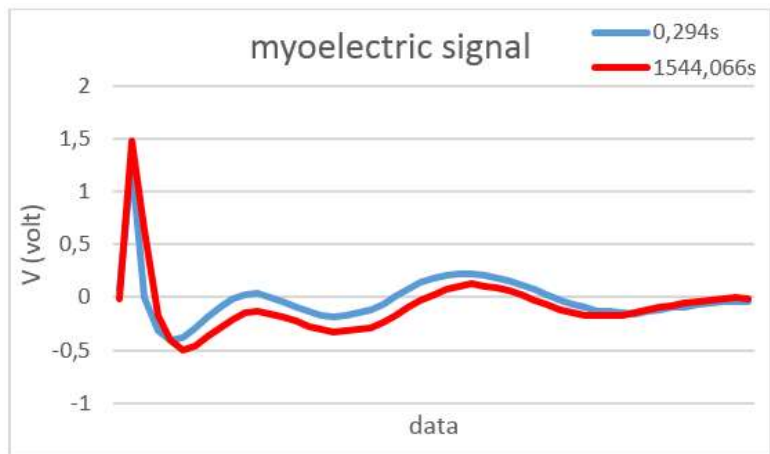
- Subyek F (ekstensi)



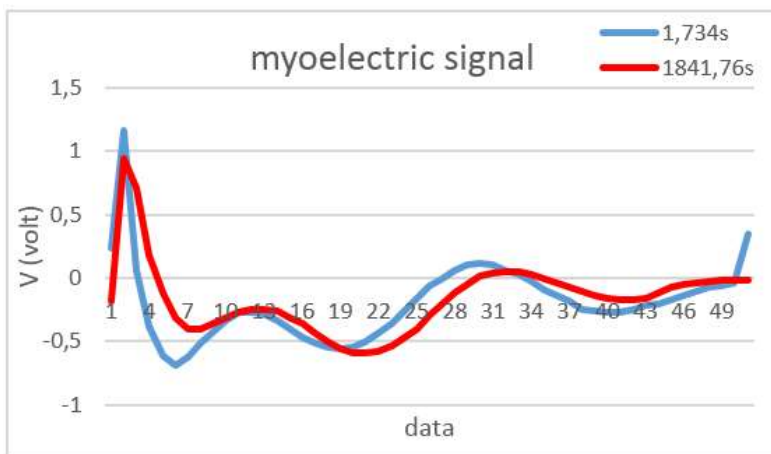
- Subyek F (fleksi)



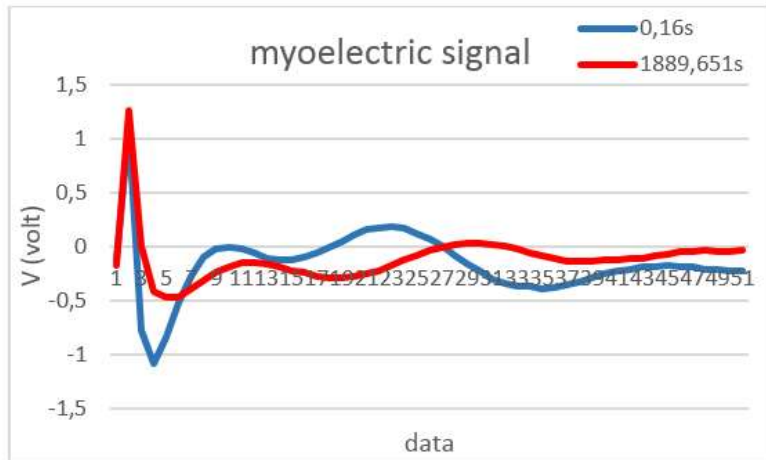
- Subyek G (ekstensi)



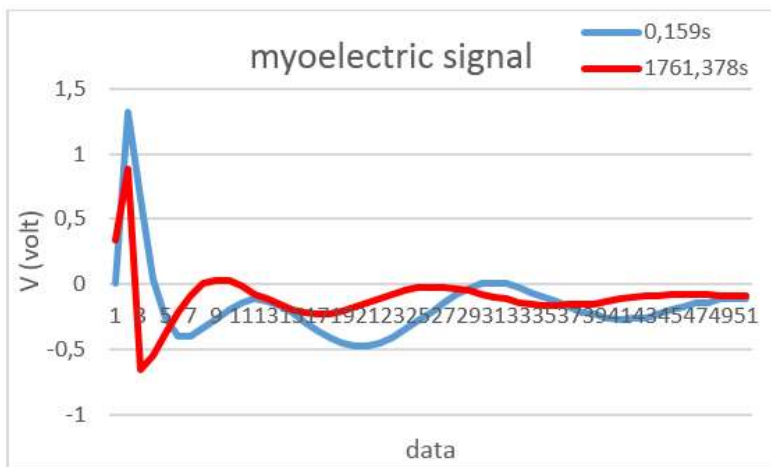
- Subyek H (ekstensi)



- Subyek I (ekstensi)



- Subyek I (flekxi)



## RIWAYAT PENULIS



Penulis bernama Dhityo Yuliansyah lahir di Jakarta pada tanggal 25 Juli 1993. Penulis menyelesaikan pendidikan dasar di SDN Margahayu XIII Bekasi dan dilanjutkan dengan pendidikan menengah di SMPN 16 Bekasi dan SMAN 4 Jakarta. Pada tahun 2012, penulis memulai pendidikan di Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Selama kuliah penulis aktif dalam BEM Fakultas Teknologi Industri, Kalpataru, Bolo Eco Campus, serta berbagai kegiatan diluar maupun didalam kampus. Penulis sebelumnya merupakan asisten Laboratorium Sistem Pengaturan Dasar yang sekarang aktif sebagai asisten Laboratorium elektronika dasar.